VERO system을 이용한 정위적 체부 방사선치료(SBRT)의 정확성 평가

칠곡경북대학교병원 방사선종양센터

이위용 · 김현진 · 윤나리 · 홍효지 · 김홍일 · 백승완

목 적: 본 연구는 정위적체부방사선치료(Stereotactic Body Radiation Therapy, SBRT)용으로 개발된 선형가속기 VERO치료 시, 동중심점(Isocenter) 일치성과 점선량(Point dose)의 정확성을 평가하고자 한다.

대상 및 방법: 2018년 6월부터 12월까지 본원에서 시행한 SBRT 중 무작위로 선정한 10건의 치료계획으로 분석하였다. 선형가속기의 출력 안정성을 평가하기 위해 출력검출기 PTW-LinaCheck로 출력균일성(Output constancy)을 측정하였다. Laser와 kV imaging, MV beam의 기하학적 Isocenter의 정확성을 Isocenter Phantom(Tofu Phantom, Brain Lab)을 이용해 측정하고 평가하였다. 계획선량과 치료선량의 정확성 평가는 아크릴 팬텀(30×30×20 cm), 이온챔버 CC-01(IBA Dosimetry)와 Electrometer(IBA Dosimetry)를 이용해 선량을 측정하여 비교 및 분석하였다.

결 과: VERO의 출력균일성을 측정한 결과 0.66 %로 계산되었다. 기하학적 Isocenter 정확성은 Phantom 내부 Ball Isocenter의 오차 값을 분석한 결과 X축 방향에서는 최대 0.4 mm, 최소 0.0 mm로 평균값 0.28 mm였고, Y축 방향에서는 최대 −0.4 mm, 최소 0.0 mm로 평균값 −0.24 mm의 결과값을 얻었다. 치료계획선량과 실제측정선량을 비교 및 분석한 결과 치료계획선량과 실제측정선량의 오차는 최대 0.97 %, 최소 0.08 %로 측정되었다.

결 론: 장비의 출력선량 평균은 0.66 %로 권고기준 ±3 %에 충족하고 매우 균일하게 출력되었다. 기하학적 Isocenter 정확성 평가에서 권고기준 ±1 mm 이내로 환자 자세의 재현성이 매우 우수하다고 생각된다. 치료계획선량과 실제측정선량의 차이는 평균 0.52 %로 권고기준 3 % 이내로 충족하여 예측한 선량을 얻을 수 있음을 확인하였다. 이 실험들을 통해 VERO장비가 SBRT에 적합하고 우수한 치료 효과를 얻을 수 있을 것으로 사료된다.

▶ **핵심용어:** VERO, SBRT, Isocenter, Point dose, Accuracy

서 론

우리나라 암 발생자 수가 2006년에 154,898명에서 2016년 229,180명으로 67 % 증가하였지만 10년간 암 생존율은 1.3배 증가하였다.[1] 이는 영상진단의 발전으로 조기진단이 가능해졌고, 수술방법, 방사선치료기술, 치료장비 등의 진보로 암 치료법이 발전하여 가능한 것으로 사료된다.

1980년대 후반부터 활성화된 정위적 방사선 수술(Stereotactic Radiosurgery, SRS)은 처음에는 뇌종양 등 뇌질환에서 시작하였으나 특수치료의 방법들과 특수치료전용 장비들이 개발되면서 체부에도 적용이 확대되었다.[2]

정위적 체부방사선치료(Stereotactic Body Radiation Therapy; SBRT)는 초기 및 전이 폐암(89.3 %), 척추종양(67.5 %), 간암(54.5 %) 등을 치료함에 효과적인 치료방법으로 잘 알려져 있으며 표준 치료법으로 시행되고 있다.[3] 이외에 췌장, 부신, 전립선, 후복막, 전립선, 신장 등의 다양

책임저자: 김홍일, 칠곡경북대학교병원 방사선종양센터
대구광역시 북구 호국로 807
Tel: 053) 200-3721
E-mail: newnur@naver.com

한 암 질환의 치료에도 적용이 확대되고 있으며 지속적으로 연구되고 있다.[4]

기본 방사선치료가 1.8–2.0 Gy/day로 총 60–70 Gy를 6주 이상 치료 하는데 비해 SBRT는 10–18 Gy/day의 고선량을 3–5회의 적은 분할횟수로 치료하여 기존 방사선치료 효과보다 2배 정도 향상된 국소제어율과 생존율을 얻을 수 있고, 치료 후 3년간 90 % 이상의 높은 국소완치율 보였다.[5] 뿐만 아니라 SBRT 후 생존율 등이 외과적 수술과 거의 동등하다는 연구결과가 있으며 외과적 수술보다 비교적 안전한 것으로 주목받고 있다.[6]

이처럼 SBRT는 치료기간을 대폭 단축시켜 입원기간 단축, 비용절감, 사회 및 가정으로의 조기 복귀 등의 장점과 더불어 고령화 사회에서 수술과정 및 수술 후 회복 등의 부담이 큰 고령 암환자가 외과적 종양제거 수술을 받지 못하는 경우 대체하는 효과적인 방법으로 각광받고 있다.[7]

그러나 SBRT는 1회에 고 선량으로 치료하기 때문에 정상 장기의 부작용인 방사선폐렴 또는 섬유화, 간염, 식도염, 피부염, 골절과 같은 부작용을 유발할 수 있어 정상조직에 과하게 조사되지 않고, 종양조직에 높은 방사선량을 조사하기 위해 선형가속기의 균일한 출력선량과 정밀한 치료계획, 정확한 영상유도시스템(Image guidance system)이 요구된다.[8]

본 원에서는 방사선치료기 VERO를 2013년도에 설치하여 SBRT와 SRS용으로 운용하고 있다. 설치 후 2014년부터 2018년까지 총 449명의 환자를 SBRT, SRS로 치료하였고 계속 증가하고 있는 추세이다.

이에 본 논문에서는 VERO장비의 SBRT 치료 시 출력선량과 기하학적 동중심점(isocenter), 점선량(point dose)의 정확성을 분석하고 유용성을 평하고자 한다.

대상 및 방법

1. 대상 및 사용장비

2018년 6월부터 12월까지 본원에서 시행한 SBRT 중 무작위로 선정한 10건의 치료계획을 대상으로 일본 Mitsubishi사에서 개발한 TM2000과 독일 BrainLab사의 Exac–Trac system, 치료계획시스템(iPlan, version 4.5.5), 5DoF Couch로 구성된 선형가속기 VERO를 이용하였다(Fig. 1).

Fig. 1. VERO, Linear Accelerator

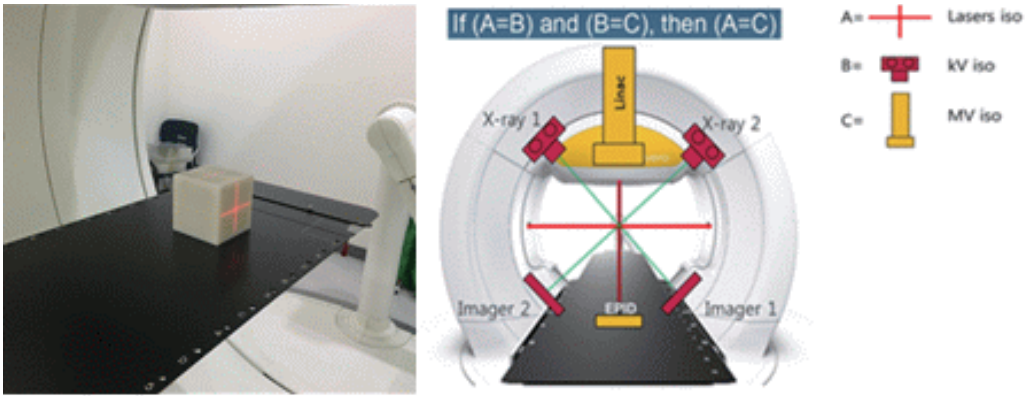
Fig. 2. PTW–LinaCheck for Out–put Constancy

2. 선형가속기 출력의 안정성 평가

출력검출기는 PTW–LinaCheck를 사용하였으며 Daily Check Mode 조건인 Field size 10×10 cm, SSD 100 cm에서 6 MV X–ray를 1 Gy(100 MU), Dose rate 500 MU/min로 조사하여 출력균일성(Output constancy)를 측정하였다(Fig. 2).

3. 기하학적 Isocenter 정확성 평가

Isocenter Phantom(Tofu Phantom, BrainLab, Germany)의 위, 좌, 우 cross line에 VERO의 Isocenter laser가 위치하도록 5DoF Couch에 설치한다(Fig. 3). kV



(a) (b)

Fig. 3. Giometric isocenter accuracy measurement
(a) Phantom setting for Laser-kV imaging-MV beam isocenter accuracy test. (b) Imaging and treatment coordinate coincidence. If (laser iso = kV iso) and (kV iso = MV iso), then (laser iso = MV iso)

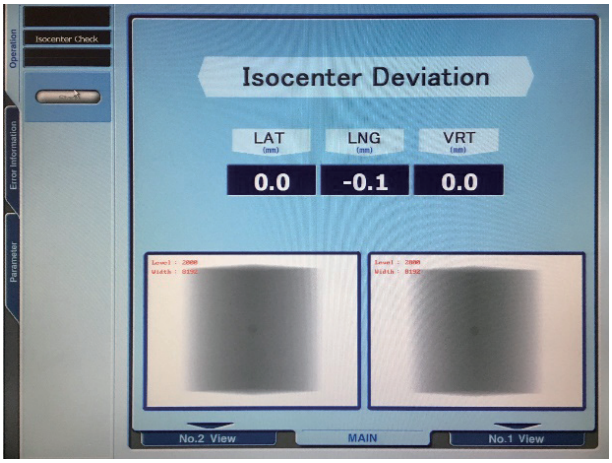


Fig. 4. Laser-kV imaging isocenter accuracy

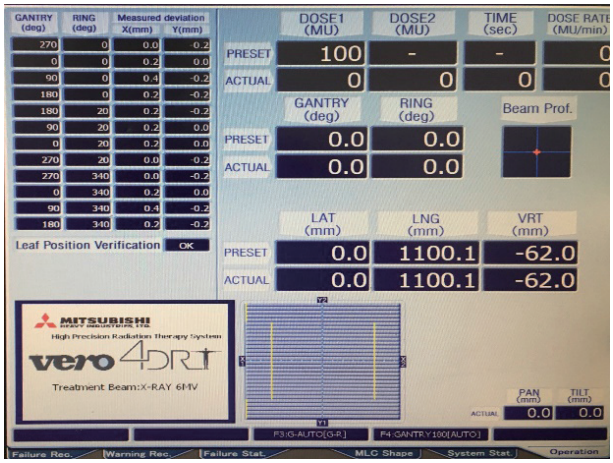


Fig. 5. Measurement of Beam Positioning accuracy

Imager를 이용해 (100 kV, 100 mA, 5 msec) Phantom영상을 얻어 Laser와 kV imaging의 Isocenter의 오차를 계산하고 오차만큼 Couch Auto기능으로 테이블을 옮겨 일치시킨다(Fig. 4).

일치시킨 Isocenter 위치에서 Gantry와 O-ring이 0도인 상태로 6 MV X-ray를 100 MU, Dose rate 500 MU/min의 조건으로 조사하여 얻은 Electronic portal imaging device (EPID) 영상을 통해 MLC leaf positioning accuracy를 측정한다. 그 다음 4방향의 Gantry(0, 90, 180, 270도)와 3방향의 O-ring(0, 20, 340도)을 조합하여 총 12가지 방향으로 위와 같은 조건으로 MV beam을 조사하였다. MV imaging panel에 획득된 Tofu phantom의 beam-eye view(BEV) 영상과 Phantom 내부 Ball

Fig. 6. A series of beam-eye view(BEV) images were obtained at the 12 gantry and ring angles using the MV imaging panel.

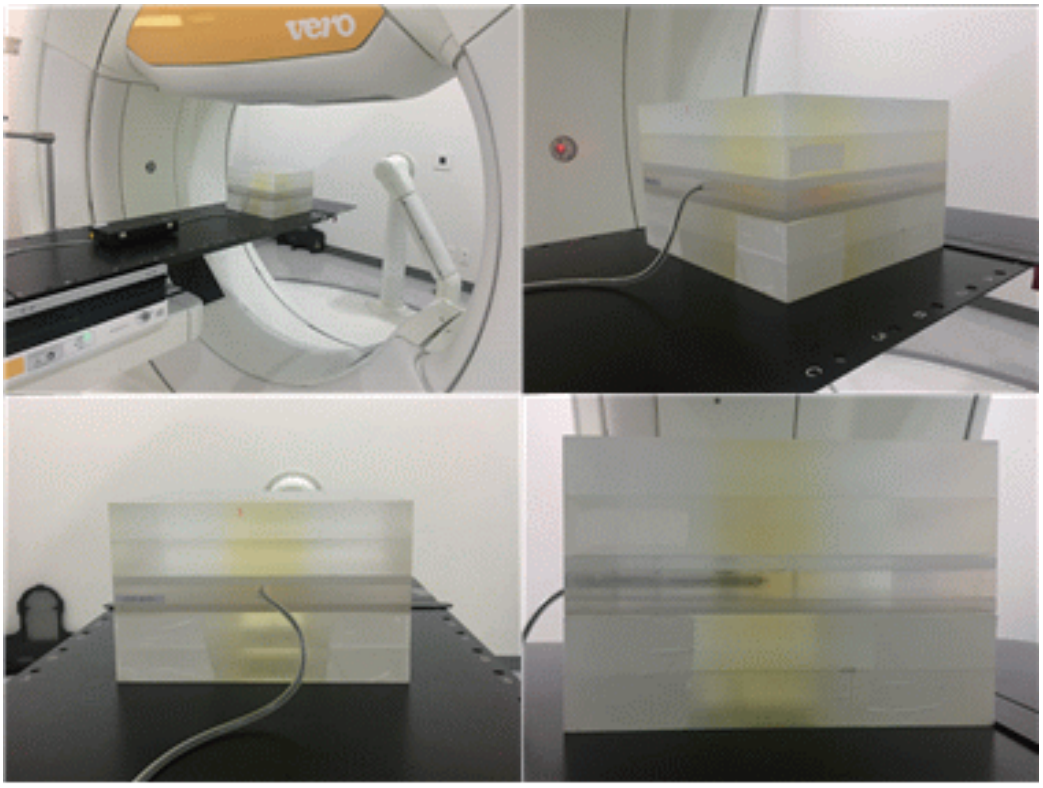


Fig. 7. Setting of acrylic phantom and ion chamber for measuring Point dose

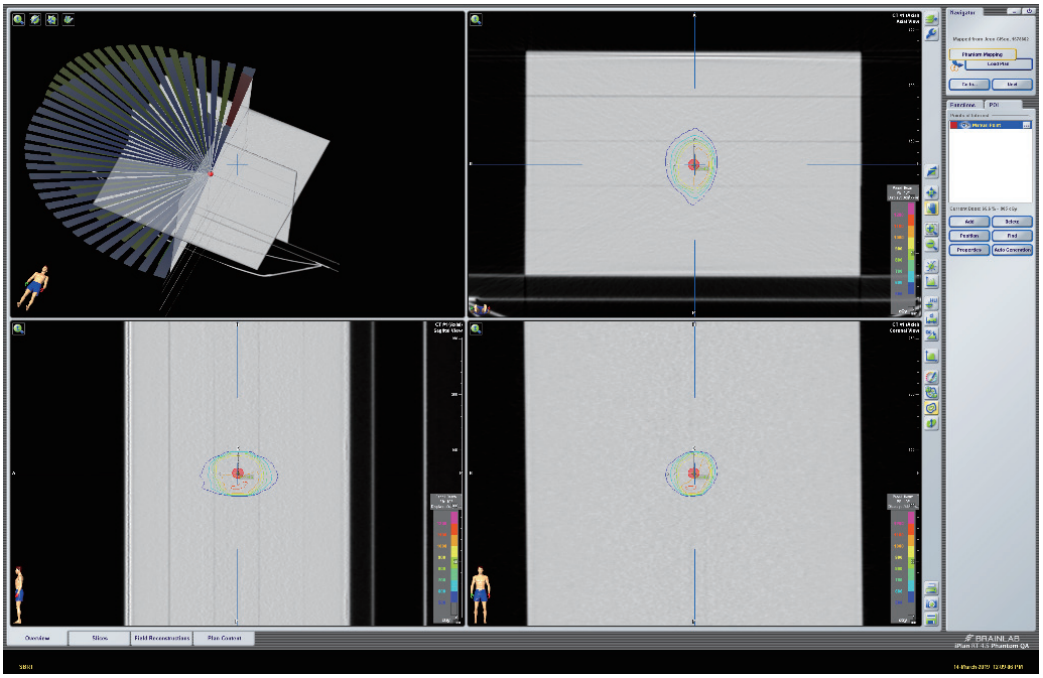


Fig. 8. Point dose of tumor center calculated from the treatment plan system (i-Plan, version, Brain Lab, Germany)

Isocenter의 X, Y값으로 Beam positioning accuracy를 측정하여 Laser와 kV imaging, MV beam isocenter의 정확성을 확인하였다(Fig. 5,6).

4. 선량의 정확성 평가

선량측정은 물과 전자밀도가 유사한 Acrylic Phantom(30×30×20 cm), Ion Chamber CC-01(IBA Dosimetry)와 Electrometer(IBA Dosimetry)를 이용하였다. Phantom을 5DoF Couch에 VERO의 Isocenter laser에 위치하도록 설치하고 중앙에 Ion Chamber를 위치하였다(Fig. 7). 기준점선량(Reference point dose)을 측정하기 위해 1 Gy씩 5회 조사하여 최대치, 최소치를 제외하고 평균값을 구하였다. 그 후, 치료계획선량을 실제 조사하여 치료계획시스템에서 계산된 종양 중심의 점선량과 실제 측정된 점선량을 비교하여 선량의 정확성을 평가하였다(Fig. 8).

결 과

1. 출력선량(Out-put) 안정성 평가

VERO의 출력선량을 측정한 결과 최저 0.6 %에서 최대 0.8 %로 평균값이 0.66 %로 계산되었다(Table 1).

2. 기하학적 Isocenter 정확성 평가

Laser와 Tofu Phantom Isocenter의 오차는 최대 ±1 mm로 권고하고 있으나 정밀한 치료를 위해 본원에서는 ± 0.6 mm 이내로 하였다.

Laser와 kV imaging, MV beam의 Isocenter와 Phantom 내부 Ball Isocenter의 오차 값을 분석한 결과, X축 방향에서는 최대 0.4 mm, 최소 0.0 mm로 평균값 0.28 mm였고, Y축 방향에서는 최대 −0.4 mm, 최소 0.0 mm로 평균값 −0.24 mm로 측정되었다(Table 2,3).

3. 치료계획선량과 실제측정선량 비교평가

1 Gy(100 MU)씩 5회 조사하여 최대치와 최소치를 제외

Table 1. Out-put constancy

Case	Dosimetry	
	Dose(Gy)	Tolerance(±3 %)
1	0.994	0.6
2	0.993	0.7
3	0.994	0.6
4	0.992	0.8
5	0.994	0.6
6	0.994	0.6
7	0.993	0.7
8	0.993	0.7
9	0.994	0.6
10	0.993	0.7

Table 2. Maximum deviation of ball in phantom isocenter with X-axis direction

Gantry	Ring	Measurement Deviation (mm)											
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Avr.	SD
270	0	0.00	0.20	0.00	0.00	0.00	0.00	0.20	0.00	0.00	0.00	0.04	0.08
0	0	0.20	0.20	0.00	0.20	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.06	0.10
90	0	0.20	0.20	0.40	0.20	0.20	0.20	0.20	0.40	0.40	0.40	0.28	0.10
180	0	0.20	0.40	0.00	0.20	0.20	0.20	0.20	0.20	0.20	0.20	0.20	0.09
180	20	0.20	0.40	0.20	0.20	0.20	0.20	0.20	0.20	0.20	0.40	0.24	0.08
90	20	0.20	0.40	0.40	0.20	0.20	0.20	0.20	0.40	0.40	0.20	0.28	0.10
0	20	0.20	0.20	0.20	0.20	0.20	0.20	0.20	0.00	0.20	0.20	0.18	0.06
270	20	0.20	0.20	0.00	0.20	0.20	0.20	0.20	0.00	0.00	0.20	0.14	0.10
270	340	0.20	0.20	0.00	0.20	0.20	0.20	0.20	0.00	0.00	0.20	0.14	0.10
0	340	0.20	0.20	0.00	0.20	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.06	0.10
90	340	0.20	0.20	0.40	0.20	0.20	0.20	0.20	0.40	0.20	0.40	0.26	0.10
180	340	0.20	0.40	0.20	0.20	0.20	0.20	0.20	0.40	0.20	0.20	0.24	0.08

Table 3. Maximum deviation of ball in phantom isocenter with Y-axis direction

Gantry	Ring	Measurement Deviation (mm)											
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Avr.	SD
270	0	−0.20	−0.20	0.00	−0.20	0.00	0.00	0.00	0.00	−0.20	0.00	−0.08	0.10
0	0	0.00	−0.20	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	−0.02	0.06
90	0	0.00	−0.20	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	−0.02	0.06
180	0	0.00	−0.20	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	−0.20	−0.04	0.08
180	20	0.00	−0.20	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	−0.20	−0.04	0.08
90	20	0.00	−0.20	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	−0.20	−0.04	0.08
0	20	0.00	−0.20	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	−0.02	0.06
270	20	−0.20	−0.40	−0.20	−0.20	−0.20	−0.20	−0.20	−0.20	−0.20	−0.40	−0.24	0.08
270	340	−0.20	−0.40	−0.20	−0.20	−0.20	−0.20	−0.20	−0.20	−0.20	−0.20	−0.22	0.06
0	340	0.00	−0.20	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	−0.20	−0.04	0.08
90	340	0.00	−0.20	0.00	0.00	0.00	−0.20	0.00	0.00	0.00	−0.20	−0.06	0.10
180	340	0.00	−0.20	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	−0.02	0.06

Table 4. Point Dose Calibration Factor(CF)

(unit : nC)

Measurement	Dose(Gy)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	1	0.302	0.304	0.304	0.31	0.31	0.30	0.295	0.302	0.299	0.302
2		0.302	0.304	0.304	0.31	0.31	0.30	0.295	0.302	0.299	0.301
3		0.302	0.305	0.304	0.309	0.31	0.30	0.295	0.303	0.299	0.302

Table 5. Point Dose Measurement (Result)

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Avr.	SD
Planned Dose(Gy)	10.53	10.95	10.21	11.15	12.17	14.91	6.61	14.35	16.04	8.53		
Measurement(Gy)	10.54	10.91	10.19	11.06	12.14	14.97	6.55	14.24	16.13	8.47		
Difference(%), <3 %	0.08	0.34	0.32	0.80	0.26	0.40	0.97	0.77	0.54	0.71	0.52	0.28

한 평균값을 구해 기준점선량과 Calibration Factor(CF)를 결정하였다(Table 4). 그 후 측정된 값들을 IAEA TRS-398에서 권고하는 아래 계산식[식1]에 대입하여 치료계획 시스템에서 계산된 종양 중심의 점선량과 실제 측정된 점선량을 비교하였다(Table 5).

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,W,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad \cdots\cdots\cdots\cdots\cdots\cdots\cdots\cdots \quad [식1]$$

$D_{w,Q}$: Absorbed dose to water in the user's beam of quality

M_Q : Fully corrected chamber reading

N_{D,W,Q_0} : Chamber calibration factor

k_{Q,Q_0} : Factor that corrects for the effect of the difference between the reference beam quality Q_0 and the user quality Q

계획된 선량과 측정된 선량의 오차는 최대 0.97 %, 최소 0.08 %로 측정되었고 이는 권고기준인 3 % 이내이다.

결론 및 고찰

이에 이 논문에서는 SBRT, SRS와 같은 특수치료 전용으로 개발된 VERO의 출력선량과 기하학적 Isocenter의 정확성, 점선량의 정확성을 분석하고 평가하고자 하였다.

장비의 출력선량의 평균은 0.66 %로 AAPM TG-142[9]의 권고기준 ±3 %에 충족하여 매우 균일하게 출력됨을 확인하였다.

기하학적 Isocenter 정확성 평가에서 X축 평균 0.28 mm, Y축 평균 −0.24 mm로 AAPM TG-142에서 권고하는 ±1 mm(본원 기준 : ±0.6 mm) 이내로 충족하여 환자 자세의 재현성이 높은 영상유도시스템으로 사료된다.

치료계획선량과 실제측정선량의 차이는 평균 0.52 %로 TRS-398의 권고기준 3 % 이내를 충족하고 이는 치료계획 시 예측했던 선량이 실제 치료선량과 거의 동일하다는 것을 의미한다.

이 실험들을 통해 VERO장비가 SBRT와 SRS에 적합하며 우수한 치료 효과를 얻을 수 있을 것으로 사료된다.

참고문헌

1. 한국중앙암등록본부: 2016년 암등록통계 자료, 20190114

2. YB kim MD, CO suh MD: Evoluation of Radiotherapy: High-precision Radiotherapy. J Korean Med Assoc 2008;51(7): 604-611

3. Robert Timmerman, Rebecca Paulus (2010) Stereotactic Body Radiation Therapy for Inoperable Early Stage Lung Cancer, American Medical Association; pp.1070-1076

4. L. Chinsoo ChoValérie Fonteyne, WilfriedDeNeve, Simon S. Lo,Robert D. Timmerman Stereotactic Body Radiotherapy, Technical Basis of Radiation Therapy pp. 363-400

5. Yasushi Nagata, MD, PhD Stereotactic Body Radiotherapy for Early Stage Lung Cancer, Cancer Research and Treatment 〉 Volume 45(3); 2013 〉 Article

6. Radiation therapy oncology group: RTOG 0236, A Phase Ⅱ trial of Stereotactic Body Radiation Therapy (SBRT) in the Treatment of Patients with Medically Inoperable Stage Ⅰ/Ⅱ Non-Small Cell Lung Cancer

7. 안병정, 방사선종양치료 SBRT 효과급부상, 의학신문〉학회/학술; 2011 Available from: http://www.bosa.co.kr/news/articleView.html?idxno=169051(5)

8. Gross NJ, Pulmonary effects of radiation theraphy. Ann Interb Med. 1977;86:81-92.

9. Performance-Based Quality Assurance: TG-142-Medical Accelerator (TG40 +TG100~=TG-142), Eric E. Klein, Ph.D. Washington University St. Louis, MO; https://www.aapm.org/meetings/amos2/pdf/42-12010-30700-118.pdf

Assessment on Accuracy of Stereotactic Body Radiation therapy (SBRT) using VERO

Department of Radiation Oncology, KyungPook National University Chilgok Hospital

Lee Wi Yong, Kim Hyun Jin, Yun Na Ri, Hong Hyo Ji, Kim Hong Il, Baek Seung Wan

Purpose : The present study aims to assess the level of coherency and the accuracy of Point dose of the Isocenter of VERO, a linear accelerator developed for the purpose of the Stereotactic Body Radiation Therapy(SBRT).

Materials and Method : The study was conducted randomly with 10 treatment plans among SBRT patients in Kyungpook National University Chilgok Hospital, using VERO, a linear accelerator between June and December, 2018. In order to assess the equipment's power stability level, we measured the output constancy by using PTW-LinaCheck, an output detector. We also attempted to measure the level of accuracy of the equipment's Laser, kV(Kilo Voltage) imaging System, and MV(Mega Voltage) Beam by using Tofu Phantom(BrainLab, Germany) to assess the accuracy level of geometrical Isocenter. We conducted a comparative analysis to assess the accuracy level of the dose by using an acrylic Phantom(30×30×20 cm), a calibrated ion chamber CC-01(IBA Dosimetry), and an Electrometer(IBA, Dosimetry).

Results : The output uniformity of VERO was calculated to be 0.66 %. As for geometrical Isocenter accuracy, we analyzed the error values of ball Isocenter of inner Phantom, and the results showed a maximum of 0.4 mm, a minimum of 0.0 mm, and an average of 0.28 mm on X-axis, and a maximum of -0.4 mm, a minimum of 0.0 mm, and an average of -0.24 mm on Y-axis. A comparison and evaluation of the treatment plan dose with the actual measured dose resulted in a maximum of 0.97 % and a minimum of 0.08 %.

Conclusion : The equipment's average output dose was calculated to be 0.66 %, meeting the ±3 % tolerance, which was considered as a much uniform fashion. As for the accuracy assessment of the geometric Isocenter, the results met the recommended criteria of ±1 mm tolerance, affirming a high level of reproducibility of the patient's posture. The difference between the treatment plan dose and the actual measurement dose was calculated to be 0.52 % on average, significantly less than the 3 % tolerance, confirming that it obtained predicted does. The current study suggested that VERO equipment is suitable for SBRT, and would result in notable therapeutic effect.

▸ **Key words :** VERO, SBRT, Isocenter, Point dose, Accuracy