

방사선치료계획 정도관리 방법에 따른 신뢰도 평가

김정호* · 김가중** · 유세중*** · 김기진***

*건양대학교병원 방사선종양학과 · **극동대학교 방사선학과 · ***건양대학교병원 영상의학과

Reliability estimation about quality assurance method of radiotherapy planning

Jeong-Ho Kim* · Gha-Jung Kim** · Se-Jong Yoo*** · Ki-Jin Kim***

*Dept. of Radiation Oncology, Konyang University Hospital

**Dept. of Radiological Science, Far East University

***Dept. of Diagnostic Radiology, Konyang University Hospital

Abstract

According as radiation therapy technique develops, standardization of radiation therapy has been complicated by the plan QA(Quality Assurance). However, plan QA tools are two type, OADT (opposite accumulation dose tool) and 3DADT (3 dimensional accumulation dose tool). OADT is not applied to evaluation of beam path. Therefore tolerance error of beam path will establish measurement value at OADT. Plan is six beam path, five irradiation field at each beam path. And beam path error is 0 degree, 0.2 degree, 0.4 degree, 0.6 degree, 0.6 degree, 0.8 degree. Plan QA accomplishes at OADT, 3DADT. The more path error increases, the more plan QA error increases. Tolerance error of OADT path is 0.357 using tolerance error of conventional plan QA. Henceforth plan QA using OADT will include beam path error. In addition, It will increase reliability through precise and various plan technique.

Keywords : Opposite Accumulation Dose Tool, Patient Specific Radiotherapy Quality Assurance, Three-Dimensional Accumulation Dose Tool

1. 서론

방사선치료기의 품질관리는 장비의 성능을 점검하고 유지하기 위한 일련의 과정을 의미한다. 이러한 품질관리는 기기적 측면, 선량적 측면, 안정성적 측면으로 나누게 된다. 그리고 기기적 측면은 갠트리, 콜리메이터, 카우치 등에 대한 움직임의 정확성을 검증하는 과정이다. 선량적 측면은 선량분포의 대칭도, 평탄도, 선량, 선질 등에 대해 검증하는 과정이며, 안정성에 대한 측면은 누설선량, 구동 및 제어장치의 작동 여부 등을 점검하는 과정이다[1]. 이러한 품질관리는 미국의학물리 학회의 보고서에서 일간, 월간, 연간으로 나누어 세부

항목 및 허용오차를 권고하고 있다. 이러한 허용오차는 임상적으로 허용할 수 있는 기술적인 불확도를 정의한 것으로 선량학적 측면은 5%, 기기적 측면은 5mm 이내로 설정하고 있다[2]. 이러한 품질관리 항목은 치료 기법의 발전 및 치료기기의 개발로 인해 변화해가고 있다. 특히 다엽콜리메이터의 개발과 세기변조방사선치료의 개발로 방사선치료 및 품질관리의 변화가 커졌으며, 최근에는 체적변조회전방사선치료의 개발로 품질관리 항목이 다양화 및 세분화되고 있다[3-7].

†Corresponding Author: Gha-Jung Kim, 76-32Daehakgil, Gamgok-myeon, Eumseong-gun, Chungbuk, Korea, FAR EAST UNIVERSITY, Department of Radiology Science.

M-P: 010-3420-4269, E-mail: gjms1225@hanmail.net

Received January 05, 2015; Revision Received March 09, 2015; Accepted March 17, 2015.

특히 세기변조방사선치료 및 체적변조회전방사선치료의 경우에는 기존의 방사선치료기법에 비해 빔속속의 수가 무수히 많으며, 선량에 대한 기계적 출력량도 약 2~4배 정도 많다. 따라서 이러한 치료기법들은 공간선량분포를 조형이 쉽고 비교적 이상적인 선량분포 구현이 쉽다. 하지만 이러한 장점에 비해 복잡하고 정교한 기계의 구동으로 인해 다양한 요인에 의해 정확한 치료구현이 어려울 수 있다. 또한 이러한 오류는 환자의 심각한 장애발생을 유발할 수도 있게 된다[8]. 그렇기 때문에 이러한 치료기법에 한하여 치료계획에 대한 선량분포 구현에 대한 검증과정이 치료계획 정도관리로 구성되게 된다. 이러한 치료계획 정도관리는 해당 환자의 치료계획에 대해 치료계획단계에서부터 방사선치료기를 통한 방사선조사까지 발생하는 총괄적인 오차를 평가하는 것으로 실제 환자치료 시 발생하는 오차를 미연에 방지하기 위해 현재 치료 전 필수 항목으로 진행되고 있다[9-11]. 이러한 정도관리에 이용되는 기구는 다양한 종류가 있지만 대표적으로 대향형 누적선량기구타입과 3차원적 누적선량기구타입으로 나눌 수 있다. 3차원적 누적선량기구타입은 선속방향의 오차분석 및 입체적인 선량분포에 대한 평가가 가능하지만 기구의 셋팅에 따른 오차 및 측정기의 선량특성에 따라 오차가 발생할 수 있다. 또한 측정부터 선량분포 획득, 전송, 분석까지 선량분포 평가의 소요시간이 길어짐에 따라 경제성이 저하될 수밖에 없었다[12]. 이러한 단점을 보완하기 위해 대향형 누적선량기구가 개발되었으며, 빠른 시간에 오차율이 적으며, 정확한 선량평가 가능하다는 장점이 있었다[13-17]. 하지만 이러한 대향형 누적선량기구타입의 경우에는 갠트리 각도에 대칭으로 움직이기 때문에 갠트리 각도에 대한 오차를 고려할 수 없다. 이에 본 연구에서는 갠트리 각도에 따른 오차를 분석하고 치료계획의 정도관리에 대한 갠트리 각도의 허용오차를 재설정하고자 한다.

2. 대상 및 방법

2.1 대상

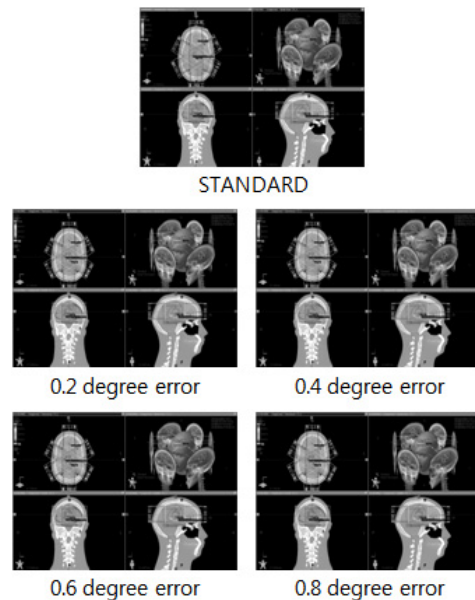
Radiosurgery Head Phantom ACR 096 (Accuray, USA)을 Brilliance Big bore CT (Philips, USA)로 촬영하여 방사선치료계획용 컴퓨터인 ECLIPSE (Varian, USA)로 계획하였다. 그리고 치료계획을 바탕으로 대향형 누적선량측정기구 타입인 EPID와 3차원 누적선량측정기구인 ARC CHECK(Sun Nuclear, Netherlands)를 이용하여 치료계획에 대한

정도관리를 시행하였다. 정도관리 방법 의료용 선형가속기인 CLINAC-iX(Varian, USA)를 이용하였으며, EPID를 이용한 정도관리는 방사선치료계획용 컴퓨터인 ECLIPSE (Varian, USA)로 비교평가 하였다. 그리고 ARC CHECK의 경우에는 전용 프로그램을 이용하여 비교평가 하였다.

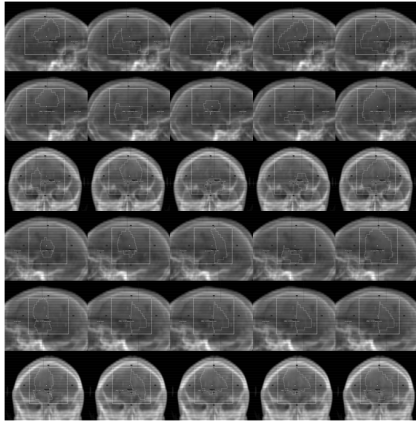
2.2 방법

2.2.1 치료계획

치료계획의 구성은 10MV 광자선을 이용하며, 선속 방향은 0도, 60도, 120도, 180도, 240도, 300도의 총 6개에서 세기변조방사선치료의 효과를 내기 위해 조사 선속 당 5가지의 조사형태를 포함하도록 하였다. 조사 형태는 그림 1과 같이 표현하였으며, 처방선량은 가장 일반적으로 사용되는 처방선량 중 선량변화율을 고려하여 비교적 높은 처방선량인 200cGy 95%로 설정하였다. 계산점은 치료중심점으로 하였으며, 치료중심점은 두경부의 중심점을 이용하였다. 이러한 치료계획을 기준으로 갠트리 각도의 정도관리 허용오차의 20%인 0.2도를 CW방향으로 회전시켰다. 그리고 치료계획 상의 6개 방향에 대해 갠트리 각도 오차를 각각 0도, 0.2도, 0.4도, 0.6도, 0.8도로 변화시켜 치료계획한 것을 그림 1과 같이 설정하였다. 그리고 세기변조방사선치료의 효과를 나타내기 위해 각 방향별 5개의 조사야 형태를 구성하여 그림 2와 같이 설정하였다.



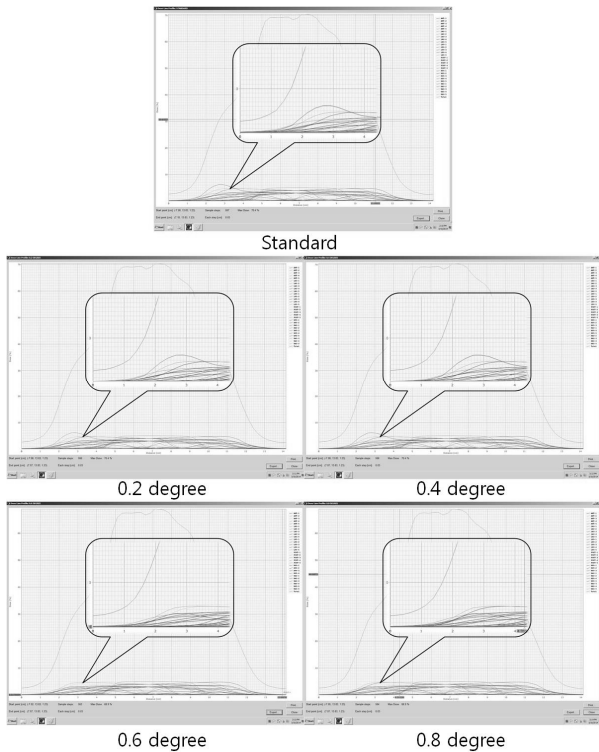
[Figure 1] Planning image



[Figure 2] Field in each portal

2.2.2 대향형 누적선량기구타입 이용

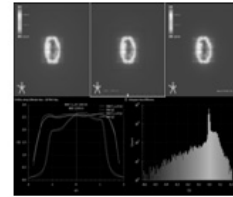
기존 치료계획에서부터 오차를 적용한 치료계획까지 총 5개의 치료계획에 대해서 EPID로 누적선량분포도를 획득하였다. 그리고 치료계획에서의 선량분포도와 EPID로 획득한 선량분포도를 그림 3과 같이 표현되었다. 결과값에 대한 비교기준은 그리고 정도관리 결과를 평가하여 상대 선량 차이 값($\Delta\gamma$) 및 선량지점의 거리오차 값($\delta\gamma$)을 적용하였다.



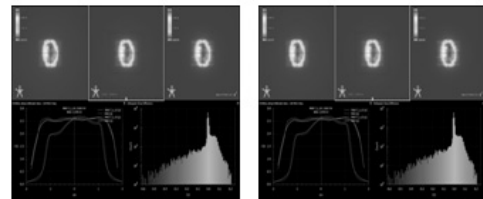
[Figure 3] Result of Opposite PSQA

2.2.3 3차원 누적선량기구타입 이용

대향형 누적선량기구를 이용한 정도관리와 마찬가지로 의료용 선형가속기로 구현하였으며, 3차원 누적선량기구 타입인 ARC CHECK를 이용하여 $\Delta\gamma$ 와 $\delta\gamma$ 를 비교하였다.

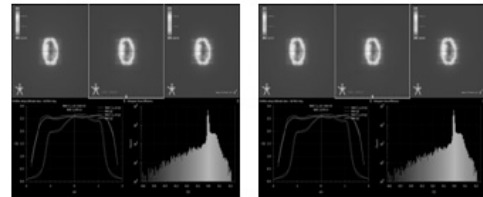


STANDARD



0.2 degree error

0.4 degree error



0.6 degree error

0.8 degree error

<Figure 4> Result of 3D PSQA

2.2.4 갠트리 각도의 허용오차 설정

3차원 누적선량기구타입의 결과를 토대로 정도관리의 종합 허용오차인 5%의 선량오차와 5mm의 거리오차를 적용하였다. 횡축과 종축의 선량그래프에서 선량오차와 거리오차 중 가장 높은 오차를 기준으로 각도별 오차율을 그래프화 하였다. 종합 허용오차에 해당하는 각도를 소수점 2째자리에서 반올림하여 계산하였다. 이를 통해 종합 허용오차에 적용되는 갠트리 각도를 확인하여 치료계획용 정도관리에서 대향형 누적선량기구타입에서의 갠트리 각도의 허용오차를 설정하였다.

3. 결과

3.1 대향형 정도관리 평가

EPID를 이용한 대향형 정도관리의 평가에 대한 결과는 <Table 1>과 같다.

<Table 1> EPID patient specific QA error

	$\Delta \gamma$	$\delta \gamma$
0 degree	1.5%	2.0mm
0.2 degree	1.5%	2.0mm
0.4 degree	1.5%	2.0mm
0.6 degree	1.6%	2.0mm
0.8 degree	1.5%	2.1mm

3.2 3차원 정도관리 평가

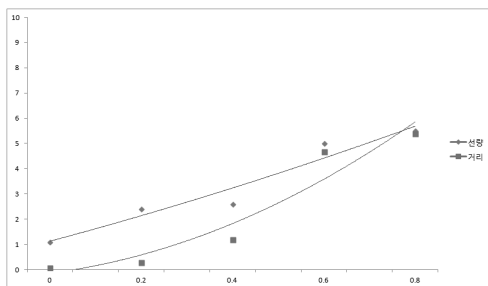
ARC CHECK를 이용한 3차원 정도관리의 평가에 대한 결과는 <Table 2>와 같다.

<Table 2> ARC CHECK patient specific QA error

	Transverse		Axis	
	$\Delta \gamma$	$\delta \gamma$	$\Delta \gamma$	$\delta \gamma$
0 degree	2.5%	2.1mm	2.7%	2.1mm
0.2 degree	3.2%	2.1mm	4.6%	2.5mm
0.4 degree	4.9%	3.0mm	3.3%	3.3mm
0.6 degree	6.9%	6.7mm	6.2%	6.6mm
0.8 degree	7.1%	7.3mm	6.9%	7.7mm

3.3 허용오차의 설정

갠트리 각도별 가장 높은 오차를 표시한 그래프는 그림 5와 같으며, 갠트리 각도별 오차각도를 4차 방정식으로 연동하여 연장한 결과값을 통해 3%와 3mm 허용오차에 교차되어진 갠트리 각도의 허용오차 각도는 0.357도였다.



[Figure 5] Dose or distance error on a gantry angle error

4. 결론 및 고찰

방사선의 품질관리에 대한 중요성이 증대되고 있는 요즘 치료기법의 발달로 인해 치료계획의 정도관리에 대한 개발도 시시각각 발전하고 있다. 특히 세기변조치료와 체적변조회전치료의 경우가 그 예라 할 수 있다. 하지만 이러한 복잡한 치료계획이 정확하게 구현되지 않는지를 판단하기 위해서는 반드시 치료계획 정도관리를 실시하게 되는데, 아직 그 방법적인 측면의 발전이 필요한 상황이다. 특히 선량분포를 통한 평가를 위해 사용되어지는 누적선량기구의 경우 대향형 누적선량기구와 3차원 누적선량기구로 나뉘어지게 된다. 3차원 누적선량기구의 경우에는 조사선속의 방향 및 조사형태 혹은 모양에 대해 평가가 이루어지게 되지만 대향형 누적선량기구의 경우 측정방법의 제한으로 인해 선속방향에 대한 평가는 이루어지지 못하게 된다. 이에 본 연구에서 대향형 누적선량기구의 선속방향 오차를 개선하기 위해 오차정도를 확인하고 기존의 선속에 대한 정도관리 허용오차의 적정성을 판단하고자 하였다. 두정부 인체모형을 대상으로 6개의 선속에 대해 각각 5가지 조사형태를 구성하여 대향형 누적선량기구인 EPID와 3차원 누적선량기구인 ARC CHECK를 이용하여 치료계획에 대한 정도관리를 실시하였다. 그리고 6개의 선속을 0.2도, 0.4도, 0.6도, 0.8도 변화시켜 동일한 방법으로 치료계획 정도관리를 실시하였다. 그 결과 각도가 증가할수록 대향형 누적선량기구를 이용한 정도관리의 값은 변화가 거의 없었으며, 3차원 누적선량기구의 경우 오차값이 증가하였다. 이를 연결하여 미국의학물리학회에서 권고되어지고 있는 치료계획 정도관리의 허용오차인 3% 선량오차와 3mm 거리오차를 그림 5의 그래프에 적용하여 구해진 갠트리 각도의 허용오차는 0.357도로 나왔다. 이를 통해 기존의 선속에 대한 허용오차인 1도와는 별개로 대향형 누적선량기구를 이용한 치료계획 정도관리 시 별도의 선속평가를 통해 선속오차에 따른 선량 및 거리의 오차값을 정도관리의 선량과 거리의 오차값에 추가하여 적용하여야 할 것이다. 하지만 본 연구에서는 치료계획을 단순화시켜 적용함에 따라 체적변조회전조사와 같은 복잡한 치료계획에 적용시키는 연구가 필요할 것이다. 그리고 각 치료기마다 에너지 및 기기적 구동의 차이가 발생하기 때문에 각 장비별 별도의 측정을 통해 적용하여야 하며, 선속의 간격도 좀 더 세부적으로 나눌 필요성이 있다고 사료된다.

5. References

- [1] Vienna, "Physics: A Handbook for Teachers and Students", International Atomic Energy Agency, pp. 335-370, Aug, 2003.
- [2] AAPM Report No. 46, "Comprehensive QA for Radiation Oncology", American Association of Physicists in Medicine, pp. 4197-4212, Sep, 2006.
- [3] A. S. Garden, W. H. Morrison, D. I. Rosenthal, K. S. C. Chao, K. K. Ang, "Target coverage for head and neck cancers treated with IMRT: review of clinical experiences", *Seminars in Radiation Oncology*, pp. 103-109, Apr, 2004.
- [4] M. Yao, L. H. Karnell, G. F. Funk, H. Lu, K. Dornfeld, J. M. Buatti, "Health-related quality-of-life outcomes following IMRT versus conventional radiotherapy for oropharyngeal squamous cell carcinoma", *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, pp. 1354-1360, Dec, 2007.
- [5] L. Fenkell, I. Kaminsky, S. Breen, S. Huang, M. Van Prooijen, J. Ringash, "Dosimetric comparison of IMRT vs. 3D conformal radiotherapy in the treatment of cancer of the cervical esophagus", *Radiotherapy and Oncology*, pp. 287-291, Dec, 2008.
- [6] P. Fenoglietto, B. Laliberte, A. Allaw, et al., "Persistently better treatment planning results of intensity-modulated (IMRT) over conformal radiotherapy (3D-CRT) in prostate cancer patients with significant variation of clinical target volume and/or organs-at-risk", *Radiotherapy and Oncology*, pp. 77-87, Jul, 2008.
- [7] M. C. Garofalo, D. P. Nazareth, M. Errens, W. D' Souza, W. F. Regine, "A comparison of 3D-CRT and IMRT planning for patients with T3Nx or T4Nx Mid/Distal rectal cancers: potential for small bowel sparing and reductions in Dose-limiting acute GI toxicity", *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, pp. 250, Sep, 2008.
- [8] C. S. Hong, J. S. Lim, S. G. Ju, E. H. Shin, Y. Y. Han, Y. C. Ahn, "Comparison of the Efficacy of 2D Dosimetry Systems in the Pre-treatment Verification of IMRT", *J Korean Soc Therapeut Radiol Oncol*, pp. 91-102, Jun, 2009.
- [9] N. Agazaryan, T. D. Solberg, J. J. DeMarco, "Patient specific quality assurance for the delivery of intensity modulated radiotherapy", *J Appl Clin Med Phys*, pp. 40-50, Nov, 2003.
- [10] G. Yan, C. Liu, T. A. Simon, L. C. Peng, C. Fox, J. G. Li, "On the sensitivity of patient-specific IMRT QA to MLC positioning errors", *J Appl Clin Med Phys*, pp. 2915, Nov, 2009.
- [11] S. M. Yoon, B. Y. Yi, E. K. Choi, J. H. Kim, S. D. Ahn, S. Lee, "Quality assurance of patients for intensity modulated radiation therapy", *J Korean Soc Ther Radiol Oncol*, pp. 81-90, Mar, 2002.
- [12] S. G. Ju, Y. C. Ahn, S. J. Huh, I. J. Yeo, "Film dosimetry for intensity modulated radiation therapy: dosimetric evaluation", *Med Phys*, pp. 351-355, Feb, 2002.
- [13] J. Herzen, M. Todorovic, F. Cremers, et al., "Dosimetric evaluation of a 2D pixel ionization chamber for implementation in clinical routine", *Phys Med Biol*, pp. 1197-1208, Jan, 2007.
- [14] P. B. Greer, C. C. Popescu, "Dosimetric properties of an amorphous silicon electronic portal imaging device for verification of dynamic intensity modulated radiation therapy", *Med Phys*, pp. 1618-1627, Jun, 2003.
- [15] A. Van Esch, T. Depuydt, D. P. Huyskens, "The use of an aSi-based EPID for routine absolute dosimetric pre-treatment verification of dynamic IMRT fields", *Radiotherapy and Oncology*, pp. 223-234, May, 2004.
- [16] L. N. McDermott, M. Wendling, B. van Asselen, et al., "Clinical experience with EPID dosimetry for prostate IMRT pre-treatment dose verification", *Med Phys*, pp. 3921-3930, Jun, 2006.
- [17] C. Lee, F. Menk, P. Cadman, P. B. Greer, "A simple approach to using an amorphous silicon EPID to verify IMRT planar dose maps", *Med Phys*, pp. 984-992, Dec, 2009.

저 자 소 개

김 정 호



2005.9 ~ 2009.2 건양대병원
방사선종양학과
2008.3 ~ 2013.8 전북대학교
이학석사
2009.2 ~ 2010.8 부산대병원
영상의학과
2011.9-현재 건양대병원 방사
선종양학과

현) 건양대학병원 방사선종양학과 팀원

관심분야 : 방사선학, 물리학, 계측학, 방사선방호, 방
사선생물학

주소 : 대전광역시 서구 가수원동 건양대학교병원
암센터 지하1층 사이버나이프

유 세 중



2008.3 ~ 2010.2 건양대학교
보건학석사
2010.3 ~ 2013.8 건양대학교
보건학박사
2002.3 ~ 현재 건양대학병원
영상의학과
현) 건양대학병원 영상의학과 팀
장

현) 건양대학교 방사선학과 겸임교수

관심분야 : 방사선학, 보건의료, 보건의료정책, PACS,
의료사진학, 디지털영상학

주소 : 대전광역시 서구 가수원동 건양대학교병원 본관
1층 영상의학과

김 가 중



2004.3 ~ 2006.8 고려대학교
이학석사
2007.3 ~ 2010.8 건양대학교
이학박사
2000.2 ~ 2010.2 건양대학병
원 방사선종양학과
2010.3 ~ 현재 극동대학교 방
사선학과 학과장

현) 극동대학교 방사선학과 학과장

관심분야 : 방사선물리학, 방사선종양학, 의학물리, 핵
의학, 방사선계측학

주소 : 충청북도 음성군 감곡면 대학길 76-32 극동대
학교 방사선학과

김 기 진



2009. 2 : 전북대학교 방사선
과학기술학과 (이학석사)
2000. 2 ~ 2015. 2 : 건양대학
교병원 핵의학과
2015. 3 ~ 현재 : 건양대학교병
원 영상의학과
2013. 3 ~ 현재 : 건양대학교
방사선학과 겸임교수

현) 건양대학교 방사선학과 겸임교수

관심분야 : 핵의학, 방사선물리학, 생물학

주소 : 대전광역시 서구 가수원동 건양대학교병원 본관
1층 영상의학과