Journal of Radiation Industry 12(1) : 51~56(2018)

용적변조회전 방사선치료 시 Set-up 오차에 따른 선량 전달 정확성의 평가

하광은[2] · 나권우[1] · 이주훈[1] · 박성아[1] · 김상현[1,*]

[1]신한대학교 방사선학과, [2]을지대학교병원 방사선종양학과

Assessment of Dose Delivery Accuracy with Set-up Error for VMAT

Gwang-Eun Ha[2], Kwon-Ou Na[1], Ju-Hun Lee[1], Sung-Ah Park[1] and Sang-Hyun Kim[1,*]

[1]*Department of Radiological Science, Shinhan University, 95, Hoam-ro, Uijeongbu-si, Gyeonggi-do 11644, Republic of Korea*

[2]*Department of Radiation Oncology, EulJi Hospital, 68, Hangeulbiseok-ro, Nowon-gu, Seoul 01830, Republic of Korea*

Abstract - In order to investigate the effect of set-up error on the dose delivery, this study evaluates the accuracy of dose delivery due to set-up error by applying a virtual brain tumor treatment plan using volumetric modulated rotational radiation therapy (VMAT). After obtaining a cross-sectional image with a CT device using Head Phantom, a treatment planning program was used to establish a VMAT treatment plan. Based on the treatment plan established, DQA was performed to assess the difference in dose delivery accuracy with set-up error. When the distance was changed to 7 mm with a distance of 1 mm on the basis of the measured value of 0 in the direction of Lat. and Vrt, a comparison was performed by deriving the average after 5 measurements each using a three dimensional array detector. We applied a virtual brain tumor treatment plan using VMAT. In the absence of set-up error, the measured values were 96.8%, 96.4%, 96.2% in Lat. ±1 mm, 96.2%, 95.9% in Lat. ±2 mm, 95.4%, 95.2% in Lat. ±3 mm, 92.0%, 90.1% in Lat. ±4 mm, 86.9%, 83.7% in Lat. ±5 mm, 85.6%, 80.3% in Lat. ±6 mm, 75.2%, 79.5% in Lat .±7 mm, respectively. 96.1%, 96.1% in Vrt. ±1 mm, 95.9%, 95.7% in Vrt. ±2 mm, 95.1%, 95.1% in Vrt. ±3 mm, 91.4%, 91.5% in Vrt. ±4 mm, 88.6%, 88.3% in Vrt. ±5 mm, 83.1%, 85.6% in Vrt. ±6 mm, 79.1%, 77.2% in Vrt. ±7 mm respectively. As the lateral and vertical error increases, the accuracy of the dose delivery decreases. In order to improve the accuracy of the dose delivery during VMAT treatment, we should try to reduce the error through accurate posture and appropriate image induction.

Key words : VMAT, Gamma index, 3D array detecter, Set-up error

서 론

일반적인 2차원 방사선치료를 비롯하여 3차원 입체조형 방사선치료, 세기조절 방사선치료, 최근의 용적변조회전 방사선치료 및 영상유도 방사선치료에 이르기까지 방사선치료 기술은 지속적인 발전을 이루고 있다(Bak *et al*. 2006; Bruno and Aris 2006). 이러한 첨단 방사선 치료법들은 공통적으로 종양 부위에 처방선량을 집중하고 주위의 정상조직 및 중요장기에 피폭되는 선량을 줄이는 데 목적을 두고 있다. 즉, 조사야 마진(margin)을 줄여 종양에 조사하는 선량

* Corresponding author: Sang-Hyun Kim, Tel. +82-31-870-3413, Fax. +82-31-870-3419, E-mail. kbm0821@shinhan.ac.kr

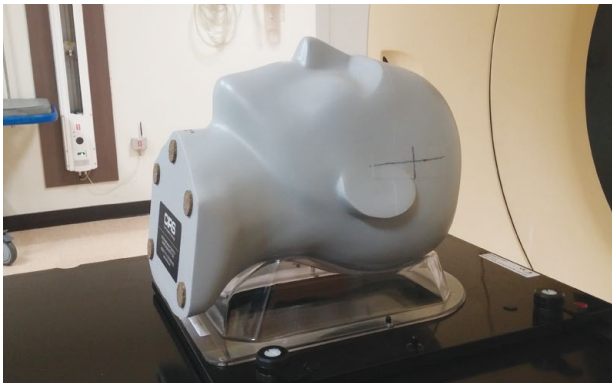

Fig. 1. Head phantom and baseplates.

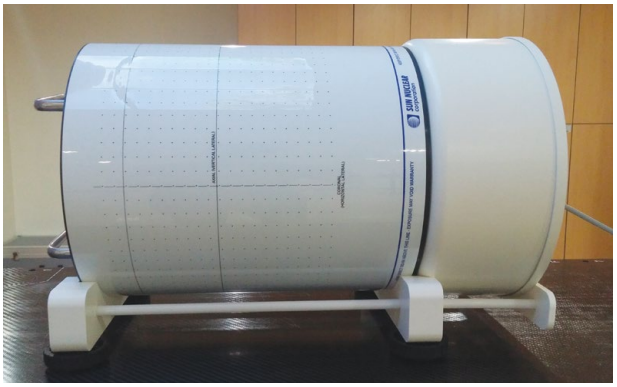

Fig. 3. ArcCHECK.

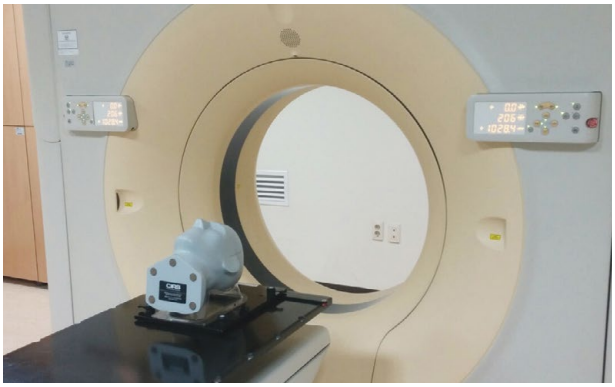

Fig. 2. Head phntom and big bore CT.

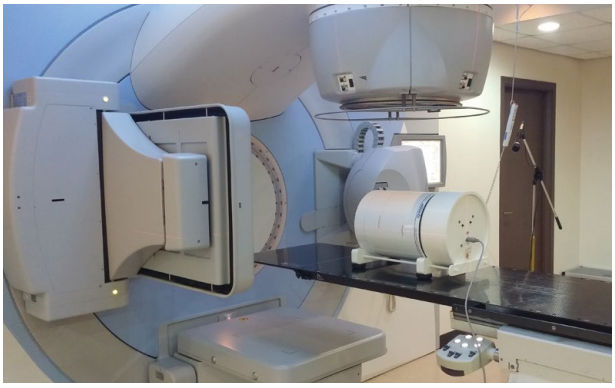

Fig. 4. ArcCHECK and synergy.

을 증가시켜 치료 효과를 높이고, 주위의 정상조직과 중요 장기의 부작용이나 합병증을 감소시킴으로써 결국에는 보다 나은 치료결과를 얻고자 하는 것이다. 그중 기존의 방사선치료가 특정 방향에서만 고정되어서 방사선의 조사가 이루어졌던 것과는 달리 용적변조회전 방사선치료는 세기조절 방사선치료(IMRT)를 하면서 치료기가 환자 주위를 360도 회전하는 동안 Beam을 조사하는 방식으로 선형가속기의 회전속도와 선량률까지 연속적으로 조절 가능하다. 그러므로 주변 정상조직으로 조사되는 방사선량을 최소화하면서 종양에만 계획한 방사선량이 전달 되도록 하여, 부작용을 최소화하고 높은 치료효과를 얻을 수 있다

(Lee *et al*. 2013; Kim *et al*. 2016). 방사선치료에서 환자의 Set-up 과정, 혹은 환자의 움직임이 원인이 되어 발생하는 Set-up 오차 등은 첨단 치료의 장점을 경감시키는 가장 중요한 요인 중 하나이다(Kim *et al*. 2007). 다시 Set-up을 해야 하는 번거로움을 줄여줄 수 있으며, 실제 보정된 수치도 직접 확인할 수 있게 되었다(Guckenberger *et al*. 2012). 만약 Set-up 오차를 보정하지 않고 치료를 하게 되는 경우 치료계획용적(Planning Target Volume, PTV)에 저 선량 전달 및 주변 주요장기에 과한 선량 전달의 결과를 초래할 가능성도 있다(Holtzer *et al*. 2012). 이러한 경우 환자의 Set-up을 다시 실시한 후 오차를 보정하여 치료를 진행하고 있다.

본 논문에서는 가상의 뇌종양 치료 시 발생하는 Lateral과 Vertical에 대한 치료 오차의 보정이 이루어지지 않은 상태에서 치료가 진행되었을 경우, 실제 조사되는 선량 전달 정확성을 평가해 보고자 한다.

재료 및 방법

1. 실험 재료

Head Phantom (The Standard Model 038 CRIS, USA)과 고정용구로 Baseplates (Standard Supine Uni-fame CIVCO, USA)를 사용하였다(Fig. 1). Big bore CT (Philips Medical Systems, Netherlands)를 사용하였으며(Fig. 2), 치료검증장비로 ArcCHECK (Sun Nuclear, USA)를 사용하였다(Fig. 3). 장비는 Synergy (Elekta Medical Systems, Sweden)를 사용하였고(Fig. 4), 용적변조회전 방사선치료 계획 프로그램은 MONACO 3.3 (Elekta Medical Systems, Sweden), FocalSim 4.8 (Elekta Medical Systems, Sweden), MOSAIQ 2.6 (Elekta

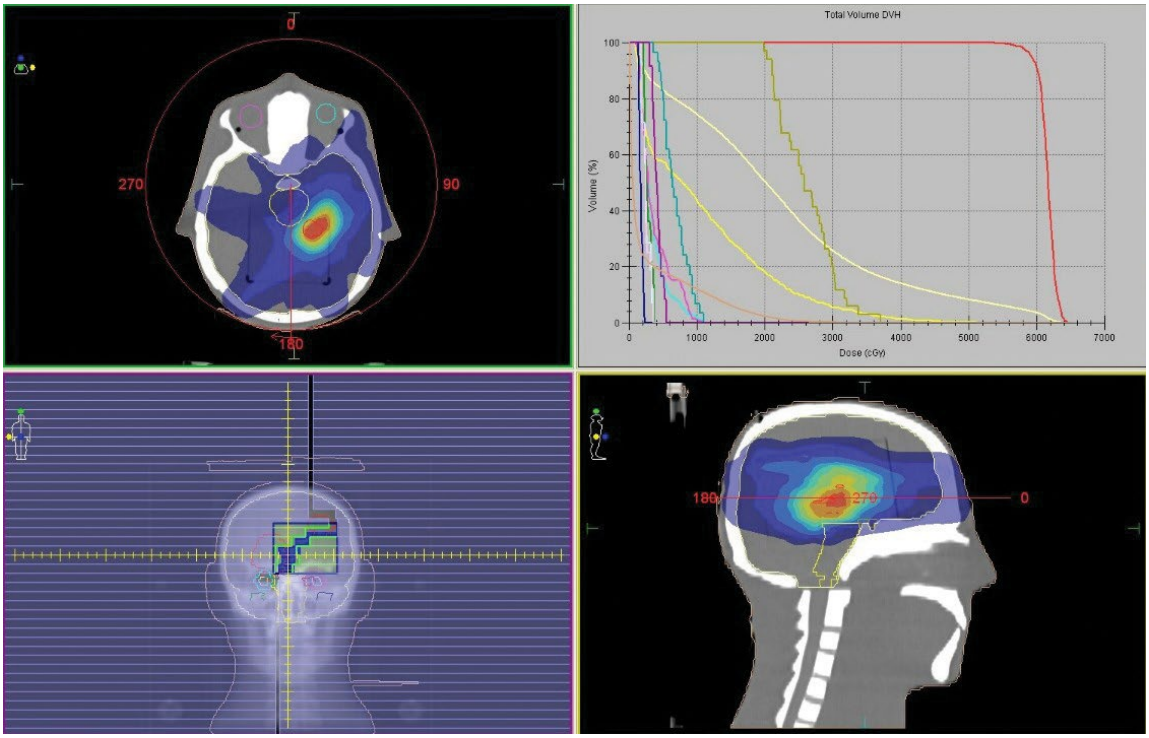

Fig. 5. Radiation therapy planning with MONACO 3.3.

Medical Systems, Sweden)를 사용하였다(Fig. 5). 용적변조회전 방사선치료 선량 분석 프로그램은 SNC Patient 6.1 (Sun Nuclear, USA)을 사용하였다.

2. 실험 방법

Elekta 사의 Synergy, 그리고 6 MV의 광자선이 사용되었다. CRIS 사의 Head Phantom과 CIVCO 사의 Baseplates를 사용하여 Philips 사의 Big bore CT로 촬영하고 단면영상을 획득한 후, Elekta 사의 MONACO를 이용하여 control point는 150개 이하로 제한하였고, 방사선량 계산 간격은 3 mm로, couch와 col.는 0도로 고정하여 VMAT 치료계획을 하였다.

실험에는 용적변조회전 방사선치료 치료계획을 사용한 가상의 뇌종양 치료계획을 적용하였다. 전산화치료 계획시스템을 이용하여 환자의 치료 계획 정보를 품질관리용 치료계획으로 변환하고 원통형 3차원 배열검출기(전리함수: 1,386개, 검출기 용적: 0.019 mm^3, 직경: 21.0 cm, 높이: 21.0 cm, 배열간격: 1.0 cm, 배열방법: 나선형)를 사용하여 각각의 조건에서 측정하였다. 이동이 없는 No Shift일 때를 기준으로 하여 임의의 간격(±1~7 mm)을 Lateral과 Vertical 방향으로 각 1 mm 간격으로 이동하여 각각 평균 5회 선량 측정을 하였다(Lat. 시 +는 우측, −는 좌측을 뜻하며, Vrt. 시 +는 상방, −는 하방을 뜻한다).

각 조건에서 측정된 선량분포의 차이를 분석하기 위해 용적변조회전 방사선치료 분석 프로그램 SNC Patient를 사용하였으며 거리상의 일치(distance-to-agreement DTA)와 선량에 대한 차이(Dose difference, DD)에 대하여 이원화된 정량적 평가방법인 감마지수(Gamma Index)를 이용하였다 (Francisco *et al*. 2011; Stock *et al*. 2011; Stasi *et al*. 2012).

결 과

1. Lateral 방향 setup 오차에 의한 감마지수

Setup 오차가 없을 때(No Shift) 측정값은 96.8%로 나타났고 Lateral +방향으로 1 mm 이동 시에는 각각 96.4%, 96.3%, 96.3%, 96.4%, 96.5%, −방향에서는 96.1%, 96.2%, 96.2%, 96.2% 96.1%의 값을 획득하였다. 2 mm 이동 시에는 +방향에서 각각 96.0%, 96.2%, 96.3%, 96.2%, 96.2%, −방향에서는 95.9%, 96.0%, 95.7%, 96.0%, 95.9%의 값을 획득하였다. 3 mm 이동 시에는 +방향에서 각각 95.3%, 95.4%, 95.5%, 95.3%, 95.5%, −방향에서는 95.2%, 95.2%, 95.1%, 95.1%, 95.2%의 값을 획득하였다. 4 mm 이동 시에는 +방향에서 각각 92.2%, 91.9%, 91.9%, 92.0%, 92.0%, −방향에서는 90.1%, 90.1%, 90.0%, 90.1%, 90.1%의 값을 획득하였다. 5 mm 이동 시에는 +방향에서 각각 86.8%, 87.0%,

Table 1. Analysis of dose delivery (Lateral right)

Shift (mm)	Exposure					Mean ± SD
	I (%)	II (%)	III (%)	IV (%)	V (%)	
1	96.4	96.3	96.3	96.4	96.5	96.38 ± 0.08
2	96.0	96.2	96.3	96.2	96.2	96.18 ± 0.10
3	95.3	95.4	95.5	95.3	95.5	95.40 ± 0.10
4	92.2	91.9	91.9	92.0	92.0	92.00 ± 0.12
5	86.8	87.0	86.9	86.9	86.9	86.90 ± 0.07
6	85.5	85.5	85.8	85.6	85.6	85.60 ± 0.12
7	79.5	79.7	79.5	79.5	79.5	79.54 ± 0.08

Table 2. Analysis of dose delivery (Lateral left)

Shift (mm)	Exposure					Mean ± SD
	I (%)	II (%)	III (%)	IV (%)	V (%)	
1	96.1	96.2	96.2	96.2	96.1	96.16 ± 0.05
2	95.9	96.0	95.7	96.0	95.9	95.90 ± 0.12
3	95.2	95.2	95.1	95.1	95.2	95.16 ± 0.05
4	90.1	90.1	90.0	90.1	90.1	90.08 ± 0.04
5	83.7	83.7	83.6	83.7	83.8	83.70 ± 0.07
6	80.3	80.2	80.4	80.3	80.3	80.30 ± 0.07
7	75.1	75.3	75.3	75.1	75.2	75.20 ± 0.10

Table 3. Analysis of dose delivery (Vertical superior)

Shift (mm)	Exposure					Mean ± SD
	I (%)	II (%)	III (%)	IV (%)	V (%)	
1	96.0	96.2	96.1	96.1	96.1	96.10 ± 0.07
2	96.0	96.1	95.8	95.9	95.8	95.95 ± 0.13
3	95.2	95.1	95.0	95.1	95.1	95.10 ± 0.07
4	91.5	91.3	91.5	91.3	91.4	91.40 ± 0.10
5	88.5	88.6	88.6	88.6	88.7	88.60 ± 0.07
6	83.0	83.0	83.1	83.2	83.2	83.10 ± 0.10
7	77.1	77.2	77.1	77.3	77.2	77.18 ± 0.08

86.9%, 86.9%, 86.9%, −방향에서는 83.7%, 83.7%, 83.6%, 83.7%, 83.8%의 값을 획득하였다. 6 mm 이동 시에는 +방향에서 각각 85.5%, 85.5%, 85.8%, 85.6%, 85.6%, −방향에서는 80.3%, 80.2%, 80.4%, 80.3%, 80.3%의 값을 획득하였다. 7 mm 이동 시에는 +방향에서 각각 79.5%, 79.7%, 79.5%, 79.5%, 79.5%, −방향에서는 75.1%, 75.3%, 75.3%, 75.1%, 75.2%의 값을 획득하였다.

2. Vertical 방향 setup 오차에 의한 감마지수

Vertical 방향의 이동 시에는 +1 mm 방향에서 각각 96.0%, 96.2%, 96.1%, 96.1%, 96.1%, −1 mm 방향에서는 96.2%, 96.1%, 96.2%, 96.0%, 96.1%의 값을 획득하였다. +2 mm 방향에서는 각각 96.0%, 96.1%, 95.8%, 95.9%, 95.8%를, −2 mm 방향에서는 95.7%, 95.7%, 95.6%, 95.7%, 95.8%를 획득하였다. +3 mm 방향에서 각각 95.2%, 95.1%, 95.0%, 95.1%, 95.1%를, −3 mm 방향에서는 95.1%, 95.1%, 95.1%, 95.2%, 95.1%를 획득하였다. +4 mm 방향에서 각각 91.5%, 91.3%, 91.5%, 91.3%, 91.4%를, −4 mm 방향에서는 91.5%, 91.4%, 91.4%, 91.6%, 91.5%를 획득하였다. +5 mm 방향에서 각각 88.5%, 88.6%, 88.6%, 88.6%, 88.7%를, −5 mm 방향에서는 88.4%, 88.2%, 88.2%, 88.4%, 88.4%를 획득하였다. +6 mm 방향에서 각각 83.0%, 83.0%, 83.1%, 83.2%, 83.2%를, −6 mm 방향에서는 85.6%, 85.6%, 85.6%, 85.6%, 85.5%를 획득하였다. +7 mm 방향에서 각각 77.1%, 77.2%, 77.1%, 77.3%, 77.2%를, −7 mm 방향에서는 79.0%, 79.2%, 79.2%, 79.1%, 79.3%를 획득하였다.

Table 4. Analysis of dose delivery (Vertical inferior)

Shift (mm)	Exposure					Mean ± SD
	I (%)	II (%)	III (%)	IV (%)	V (%)	
1	96.2	96.1	96.2	96.0	96.1	96.12 ± 0.08
2	95.7	95.7	95.6	95.7	95.8	95.70 ± 0.07
3	95.1	95.1	95.1	95.2	95.1	95.12 ± 0.04
4	91.5	91.4	91.4	91.6	91.5	91.48 ± 0.08
5	88.4	88.2	88.2	88.4	88.4	88.32 ± 0.10
6	85.6	85.6	85.6	85.6	85.5	85.58 ± 0.04
7	79.0	79.2	79.2	79.1	79.3	79.16 ± 0.11

Table 5. P-value of statistics

Shift (mm)	Lateral		Vertical	
	Right	Left	Superior	Inferior
1	0.043	0.042	0.042	0.042
2	0.034	0.043	0.043	0.043
3	0.042	0.043	0.042	0.043
4	0.042	0.042	0.041	0.043
5	0.042	0.043	0.042	0.041
6	0.041	0.039	0.039	0.042
7	0.042	0.042	0.042	0.042

3. Setup 오차 방향별 통계분석

비모수 검정인 Wilcoxon 부호 순위 검정을 이용하여 setup 오차가 없을 시에 96.8의 평균값을 기준으로 각 경우별 p-value 값을 구하였다. Lateral과 Vertical 모두 $p<0.05$로 통계적으로 유의하였다.

고 찰

가상 환자의 뇌종양 치료 시 Lateral, Vertical 방향에서 3 mm Set-up 오차까지는 기준치인 95%를 넘어섰지만 각 4, 5, 6, 7 mm로 오차를 둔 경우에는 현재 ICRU-52에서 기준으로 하고 있는 감마지수(3 mm, 3%, gamma pass rate 95%

이상)를 만족시키지 못하였고 모든 감마지수의 유의확률은 p-value 값이 0.05 이하의 값이 도출되어 통계적으로 유의하였다. 감마지수(3 mm, 3%, gamma pass rate 95% 이상)는 허용오차 범위 안에 들어왔으나, 선량 차이에 대해서는 간과할 수 없다. 선행 연구에서도 p-value는 95% 신뢰구간에서 0.05 미만으로 대립가설이 채택되어 통계학적으로 유의한 차이가 발생하고 이는 정확한 일치가 아닐 수 있다(Lee *et al*. 2013). 중요한 조직이나 기관으로 이루어진 머리 부위의 치료를 상정하고 평가를 하였기에 실제 뇌종양치료 시에는 주변 주요장기에 더 큰 영향을 미칠 것이라 생각되며, 만약 환자에게서 발생한 오차를 간과하고 지나치게 된다면 정밀하게 방사선이 조사되는 용적변조회전 방사선치료에서 선량전달의 정확성 측면에 부정적인 영향을 미치게 될 것이라 예상된다. 치료기의 복잡한 움직임이 많아지고 치료 시 선량이 세기변조 방사선치료에 비해 큰 VMAT 치료를 구현하는 데 있어서 치료장비가 계획된 치료계획을 얼마나 정확하게 환자에게 구현해 낼 것 인지에 대한 평가, 즉 치료 전 선량평가의 중요성이 증가하게 되었다(Kim *et al*. 2016).

Set-up 오차를 7 mm 발생을 가정한 연구는 다소 무리가 있을 수 있다고 생각되어지나 선행연구에서 보면 21명을 대상으로 치상돌기(dens)의 좌우 위치변화를 측정한 결과 2.7%에서 5 mm 이상에서 오차가 나타나 이를 방사선치료 계획용 프로그램을 이용하여 재현해 보았을 때, 임상표적체적의 선량조사 감소와 척수의 과도한 선량 조사가 이루어진 것으로 나타났다(Kim *et al*. 2011).

본 논문의 측정은 Lateral과 Vertical 방향으로의 위치 변화에 따른 상황만을 상정하여 선량측정을 실시함으로써 Rotation 변화에 따른 선량변화는 확인할 수 없었다는 한계가 있다. 이를 보완하기 위해 추후 Longitudinal 방향과 Pitch, Roll, Yaw의 Rotation 변화가 가능한 6D Couch를 이용하여 추가적인 측정 및 연구를 하는 것이 필요하다고 생각된다. 흉·복부에 위치한 내부장기는 환자의 호흡에 따라 위치가 변화하기 때문에 치료계획용표적체적 결정 시 장기의 움직임을 고려하여 확장하게 되는데, 이는 종양에 인접한 정상조직이 받는 선량이 증가되어 부작용을 발생시키게 된다. 이에 가상의 뇌종양만을 대상으로 하였기에 다른 부위의 치료계획에 대해서도 연구를 할 필요가 있다고 판단된다.

결 론

본 논문의 결론은 다음과 같다.

첫째 Lateral 방향 setup 오차에 의한 감마지수는 오른쪽, 왼쪽 이동에서 모두 3 mm 이내에서 95% 이상으로 측정되었다.

둘째 Vertical 방향 setup 오차에 의한 감마지수는 상, 하 이동에서 모두 3 mm 이내에서 95% 이상으로 측정되었다.

결과에서 확인된 것처럼 환자 자세 잡이 시에 나타나는 오차의 발생에 대하여 인지하고 있을 필요가 있겠으며, 용적변조회전 방사선치료 시 선량전달의 정확성을 높이기 위해서는 정확한 자세 잡이와 영상유도를 통하여 Set-up 오차가 발생했을 경우, 이를 다시 바로잡아 오차를 줄이도록 노력해야 한다.

두경부 암은 조직이나 기관이 복잡한 구조를 가지고 있어 치료에 어려움이 있다. 척수, 시신경교차점, 척수 등 중요 정상기관이 표적과 근접해 있으면서 계획용표적체적의 여유마진이 작아서 환자 자세 잡이 오차가 중요하다. VMRT 치료는 종양 주변의 임계장기에 적은 선량을 부여하고 종양에는 더 큰 선량을 줌으로써 치료효과를 높이는 효과적인 치료법이다. 이에 환자 자세 잡이를 줄이는 노력을 한다면 방사선을 이용한 치료목표인 정상 조직의 장해 확률을 가능한 작게 하고, 종양 조직에 더 큰 선량을 증가시킴으로써 종양 치유 확률을 증가시킬 수 있다.

참 고 문 헌

Bak J, Jeong K, Keum KC and Park SW. 2006. On-line Image Guided Radiation Therapy using Cone-beam CT (CBCT). *J. Korean. Soc. Ther. Radiol. Oncol*. **24**(3):294-299.

Bruno S and Aris T. 2006. Clinical application of image-guided radiotherapy, IGRT (on the Varian OBI platform). *Cancer Radioth*. **10**(5):252-257.

Francisco CH and Silvia VC 2011. A Probability Approach to the Study on Uncertainty Effects on Gamma Index Evaluations in Radiation Therapy. *Int. J. Comput. Math*. **2011** (Article ID 861869):1-10.

Guckenberger M, Roesch J, Baier K, Sweeney RA and Flentje M. 2012. Dosimetric consequences of translation and rotational errors in frame-less image-guided radiosurgery. *Radiat. Oncol*. **7**(1):1-8.

Holtzer N, Hoffmans D, Dahele M, Cuijpers JP, Slotman BJ and Verbakel WF. 2012. Roll and Pitch Correction in Head-and-Neck Patients by Rapid Adaptation of Volumetric Modulated Arc Treatment Plans. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys*. **84**(3): S28-S29.

Hussein M and Rowshanfarzad P. 2013. A comparison of the gamma index analysis in various commercial IMRT/VMAT QA systems. *Radiother. Oncol*. **109**(3):370-376.

Kim DH, Kim YT, Ki YG, Nam JH and Lee MR. 2011. Location error od the in a two-dimensional set-up verification during head and neck radiotherapy. *J. Korean. Soc. Ther. Radiol. Oncol*. **29**(2):107-114.

Kim JD, Lee HO, You JM, Ji DH and Song JY. 2007. Analyses

of the Setup Errors using on Board Imager (OBI). *J. Korean Soc. Radiat Ther.* **19**(1):1-5.

Kim SH, Bae SM, Seo DR, Kang TY and Bae KM. 2016. Evaluate the Implementation of Volumetric Modulated Arc Therapy QA in the Radiation Therapy Treatment according to Various Factors by Using the Portal Dosimetry. *J. Korean Soc. Radia Ther.* **27**(2):167-174.

Lee DH, Bae SM, Gwak JW, Kang TY and Baek KM. 2013. The Accuracy Evaluation according to Dose Delivery Interruption and Restart for Volumetric Modulated Arc Therapy. *J. Korean Soc. Radiat Ther.* **25**(1):77-85.

Li G, Zhang Y, Jiang X, Bai S, Peng G, Wu K and Jiang Q. 2013. Evaluation of the ArcCHECK QA system for IMRT and VMAT verification. *Phys. Medica*. **29**(3):295-303.

Stasi M, Bresciani S, Miranti A, Maggio A, Sapino V and Gabriele P. 2012. Pretreatment patient-specific IMRT quality assurance : a correlation study between gamma index and patient clinical dose volume histogram. *Med. Phys*. **39**(12): 7626-7634.

Stock M, Kroupa B and Georg D. 2005. Interpretation and evaluation of the γ index and the γ index angle for the verification of IMRT hybrid plans. *Phys. Med. Biol*. **50**(3): 399-411.

Received: 17 January 2018
Revised: 18 February 2018
Revision accepted: 4 March 2018