

전 이성 뇌 암의 정위 방사선수술에서 Couch 회전에 따른 VMAT의 선량 정확성 평가

삼성서울병원 방사선종양학과

나귀금 · 박병석 · 차우정 · 박용철

목 적: 본 연구는 뇌 정위 방사선수술에서 비 동일 면빔 사용 시 couch 회전에 따른 Set-up 오차에 대한 상관관계를 알아보고 선량 학적 차이 평가를 통해 치료 용적의 추가적인 margin 설정을 제안하고자 한다.

대상 및 방법: 4개의 Arc beam을 사용하였으며 전체 beam 중에 non coplanar beam의 빈도 수를 달리하는 각각의 시나리오 치료 계획을 만들었다. 이후 couch를 회전한 후 Exact system을 이용하여 couch Set-up 오차 값을 측정하였다. 이를 적용하여 재 치료 계획을 만들어 선량적 정확성을 평가하였다.

결 과 : Couch가 30°, 45°, 60°, 90°로 회전하였을 시 X축 이동 값의 평균은 각 0.29 mm, 0.26 mm, 0.51 mm, 0.08 mm으로 측정되었다. Y축 이동 값의 평균은 각 0.75 mm, 0.5mm, 0.35 mm, 0.29 mm 으로 측정되었다. Z축 이동 값의 평균은 각 0.5 mm, 0.28 mm, 0.22 mm, 0.1 mm으로 측정되었다. 선량 학적 결과로는 1-NC VMAT, 2-NC VMAT, 3-NC VMAT 모두 각 initial plan 대비 D99에서 0.1%, 3.1%, 1.9% 선량 감소하였고 1-NC VMAT의 GTV의 CI(Conformity Index)는 0.8이며 2-NC VMAT는 0.79, 3-NC VMAT는 0.75이다.

결 론 : NC-VMAT의 뇌 정위 방사선수술 시 전체 beam의 개수 중 50% 이상의 non coplanar beam을 사용하여 치료하는 경우 couch 회전 시 image verification 이 각각 필요하다. 그러나 선형가속기 장비 특성상 couch가 회전된 상태에서 image verification이 가능하지 않다면 GTV에 couch 회전에 의한 최대 오차 값을 포함하는 1.5 mm margin을 추가하여 치료 계획을 수립하는 것이 유용할 것으로 사료된다.

▶ **핵심용어:** NC-VMAT, SRS, Couch rotation

서 론

뇌 정위 방사선수술(Brain Stereotactic Radiation Surgery, SRS)은 선형가속기를 이용하여 고 선량의 방사선을 뇌종양에 조사하는 방법으로써 외과적인 수술이 불가능한 경우 주로 사용한다.⁽¹⁾ 비 침습적인 수술 방법이지만 방사선 괴사와 신경학적 후유증과 같은 방사선에 의한 부작용을 동반할 수 있다.⁽²⁾ 방사선에 의한 부작용은 정상 조직에 전달되는 방사선량이 증가하게 될수록 높은 발생

률을 보이며 정상조직에 전달되는 선량을 줄이기 위해 치료 시 정밀한 영상유도 시스템과 환자 고정 용구는 필수적이다.⁽³⁾ 치료 계획 시 설정된 치료 용적과 주위 정상 조직이 치료 시에도 동일하게 유지되는지 확인하고 정확히 재현되는지가 중요하다.⁽⁴⁾ 이에 방사선치료 전 내부 종양의 영상을 획득하고 치료 계획 영상과의 오차를 보정하여 치료하는 영상유도 방사선치료(Image Guided Radiation Therapy, IGRT)를 기반으로 하고 있다.⁽⁵⁾

SRS의 치료 계획은 정상 조직의 선량을 최소화하고 종양과 정상 조직 사이의 선량 기울기를 급격하게 감소시키기 위해서 많은 beam을 다양한 방향에서 사용하고 있다.⁽⁶⁾ 또한 추가적으로 비 동일 면 beam을 조사하게 되

책임저자: 나귀금, 삼성서울병원 방사선종양학과
서울특별시 강남구 일원로 81 (06351)
Tel: 02) 3410-1002
E-Mail: gwuigeum@naver.com

면 이러한 목적에 더욱더 부합 시킬 수 있다.⁽⁷⁾ 이러한 이유로 뇌 정위 방사선수술 시 2-5개의 비 동일 면 빔을 사용한 Non-Coplanar Volumetric modulated Arc therapy(NC-VMAT)을 주로 사용하고 있다.⁽⁸⁾⁽⁹⁾

NC-VMAT의 뇌 정위 방사선수술 시, 치료 전 IGRT를 하는 과정에서 Set-up으로 인한 오차를 교정한다.⁽¹⁰⁾ 그 후 치료 시 비 동일 면 조사 면을 조사하기 위해 couch를 계획된 각도로 회전하게 된다. 이때 couch가 회전한 후에는 영상유도 OBI(On Board Image)를 활용한 Cone Beam형 전산화 단층촬영(Cone Beam Computed-Tomography, CBCT)의 시행이 물리적으로 불가능하기 때문에 couch 회전에 따른 Set-up 오차를 치료 시 바로 검증 및 보정하지 못한다. 본 연구는 뇌 정위 방사선수술의 비 동일면 치료 시 couch 회전에 따른 Set-up 오차에 대한 상관관계를 알아보고자 한다. 또한 선량 학적 차이 평가를 통해 couch 회전에 따른 치료 용적의 추가적인 margin 설정을 제안하고자 한다.

대상 및 방법

1. CT simulation

실제 치료 환자와 유사한 조건을 만들기 위하여 인체 모형 Phantom(Alderson Rando Phantom, USA)을 사용하였다. 인체모형 Phantom의 뇌 부위에 가상의 종양을 표현하기 위해 납 합금(Cerrobend, 9.64g/cm³)을 제작하였다(Fig.1). 제작된 납 합금 물질을 인체모형 Phantom의 뇌 심 부의 hole 안에 위치시키고 실제 뇌 정위 방사선수술 시 사용하는 고정 용구인 Customized-Styrofoam과 Thermoplastic mask를 사용하였으며(Fig. 2), CT Simulation을 표 1과 같은 조건으로 설정 후 Simulation을 진행하였다(Table, 1) (Fig.3).

2. Treatment planning and dose evaluation

전산화 치료 계획은 인체모형 Phantom의 hole 안에 삽입한 납 marker를 GTV(Gross Target Volume)로 설정하였다. GTV에 처방 선량 24Gy로 설정하였다. 처방 선량에 최소 95% 이상이 GTV에 포함되도록 하였으며 역

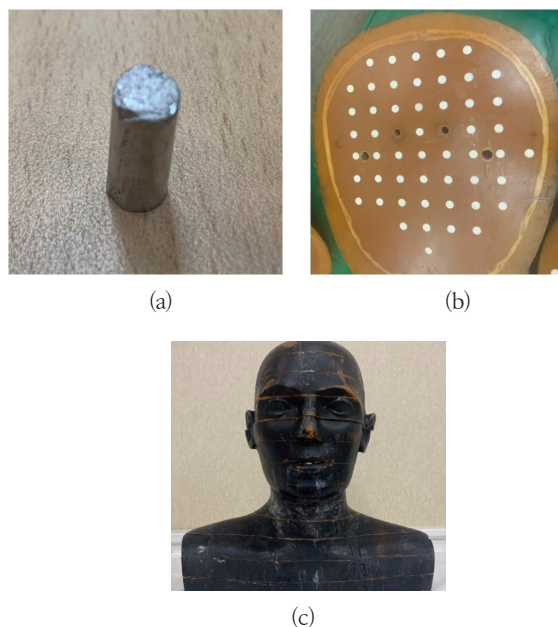


Fig. 1. (a)GTV tumor lead marker(Cerrobend, 9.64g/cm³) (b) Alderson Rando Phantom inserting lead marker (c) Alderson Rando Phantom



Fig. 2. Thermoplastic mask and Customized Styrofoam

Table 1. CT Simulation

Kvp	mAs	Slice thickness(mm)	Scan range (cm)
120	350	1.25	+20~-25

Table 2. Treatment planning scenario

Plan scenario	Total Arc No.	Non coplanar Arc No.	Couch angle
1	4	0	0°, 0°, 0°, 0°
2	4	1	0°, 0°, 0°, 90°
3	4	2	0°, 0°, 30°, 330°
4	4	3	0°, 90°, 45°, 315°



Fig. 3. CT Simulator (Discovery CT 590 RT, GE, USA)

방향 치료 계획(Inverse treatment plan)을 시행하여 VMAT(Volumetric Modulated Arc Therapy) 기법으로 계획하였다. 6MV를 사용하였고 4개의 Arc beam을 사용하여 일부 Beam에 couch를 회전시킨 Non coplanar beam을 추가하였다. Couch를 회전시킨 치료 계획은 표 2와 같다(Table. 2) (Fig.4). 각 치료 계획의 시나리오의 선량

평가는 GTV 내 D_{99%}, D_{97%}, D_{95%} 평가하고 선량 비교를 위해 사용된 순 응도(Conformity Index, C.I)는 다음 식과 같다(식 1).

$$CI = \frac{TV_{PIV}^2}{TV \times PIV} \text{ ----- [식1]}$$

TV(Target Volume)은 치료 부위의 용적, PIV(Prescription isodose volume)은 처방된 선량의 등 선량 용적, TV_{PIV}(Volume of the target covered by the PIV)는 치료 부위 용적에 처방된 선량의 등 선량 용적이 포함된 용적을 의미한다. 순응도 값은 0과 1의 사이 값을 가지고 1에 가까울수록 치료 용적에 대한 순응도가 좋다는 것을 의미한다.

3. Statistical analysis

통계분석에는 통계분석프로그램인 IBM SPSS Statistics Ver. 25 (IBM, USA)를 사용하였다. 먼저 분산의 동질성(Equality of Variances)을 검정하기 위하여 Levene's test를 x, y, z 축 방향으로 시행하였다. 그리고 Couch

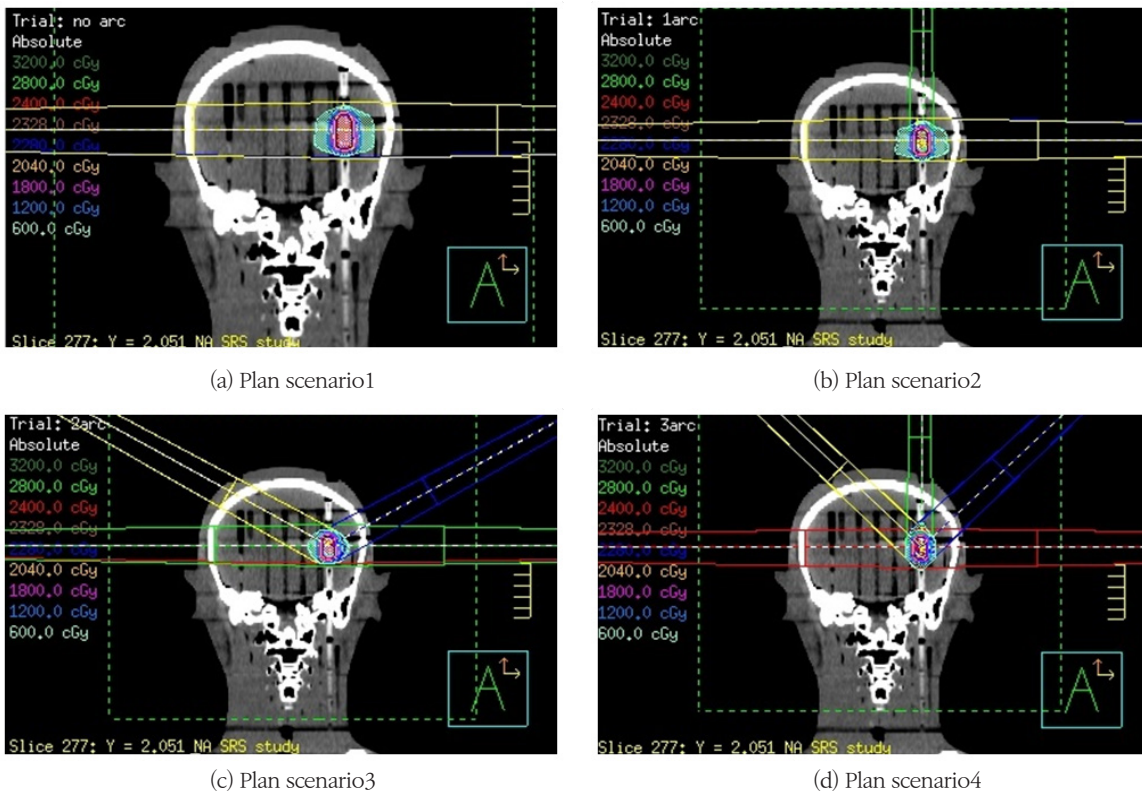


Fig. 4. Treatment planning scenario

회전에 따른 이동 평균값이 유의한 차이가 있는지 일원 배치 분산분석(ANOVA)을 시행하고 사후분석으로는 LSD(Least Squares Distance) 다중 비교로 분석하였다

4. Treatment imaging system

영상유도 방사선치료 장비는 선형가속기 Novalis TX (Varian, USA)에 장착되어 있는 Exactrac system(Brain Lab, USA)과 On-Board Imager (Varian, USA)를 이용한 CBCT system 장치를 사용하였다. Exactrac system은 reference star에 부착된 marker를 적외선 카메라로 인식하여 치료실 바닥에 부착된 2개의 X-ray tube에서 발생한 source로부터 천장에 부착된 2개의 kv X-ray detector 에서 이미지를 획득한다(Fig.5). 바닥에 설치된 X-ray 선 원에 의해 얻어진 kv 영상과 디지털 재구성 영상(Digital Reconstruction Radiography, DRR)을 비교하고 Set-up 오차 값을 보상한다. 이는 couch가 회전한 상태에서 영상 획득 및 융합 및 교정이 가능하다. 본 실험 시행하기 전에 couch isocenter calibration을 이용하여 Exactrac 6D couch 중심축을 교정하였으며, In room beam laser calibration을 시행하여 치료 좌표의 정확도를 검증하였다. 또한 Winston Lutz QA을 통해 isocenter의 정확성을 검증하였다.



Fig. 5. Novalis Tx (Varian, USA) (a) Exact X-ray detector(Brain Lab, USA) (b) Exact X-ray source(Brain Lab, USA) (c) On-Board Imager(Varian, USA) (d) Reference star to use Exact system(Brain Lab, USA)

5. Image correction procedure

인체 모형 Phantom을 선형가속기의 couch에 setup 후 Exactrac을 이용하여 영상 정합 및 couch를 이동하여 일치시켰고(Fig. 6) CBCT를 이용하여 다시 한번 target의 정확한 위치 교정을 확인하였다. 이후 실제 치료 계획에서 설정된 couch 회전 값으로 couch를 회전한 후 Exactrac system을 이용하여 영상 정합 후 couch 이동 후의 Set-up 오차 값을 측정하였다(Fig. 7). 각 시나리오마다 동일한 방법으로 10회씩 측정하였다.

결 과

1. Couch rotation에 따른 X축, Y 축, Z 축의 Set-up 오차 값

좌표의 X축은 lateral, Y 축은 longitudinal 방향, Z 축은 vertical로 정의하였다. X축 교정 값의 평균은 couch가 30°, 45°, 60°, 90°로 회전하였을 시 각 0.29 mm, 0.26 mm, 0.51 mm, 0.08 mm로 측정되었다. Y 축 이동 값의 평균은 couch가 30°, 45°, 60°, 90°로 회전하였을 시 각 0.75 mm, 0.5 mm, 0.35 mm, 0.29 mm로 측정되었다. Z 축 이동 값의 평균은 couch가 30°, 45°, 60°, 90°로 회전하였을 시 각 0.5, 0.28 mm, 0.22 mm, 0.1 mm으로 측정되었다. Couch를 30°, 45°, 90°로 회전하였을 시 Y 축 이동 값 평균이 각 0.75 mm, 0.5 mm, 0.29 mm으로 X축, Z 축



Fig. 6. Position of the Rando phantom on the treatment table

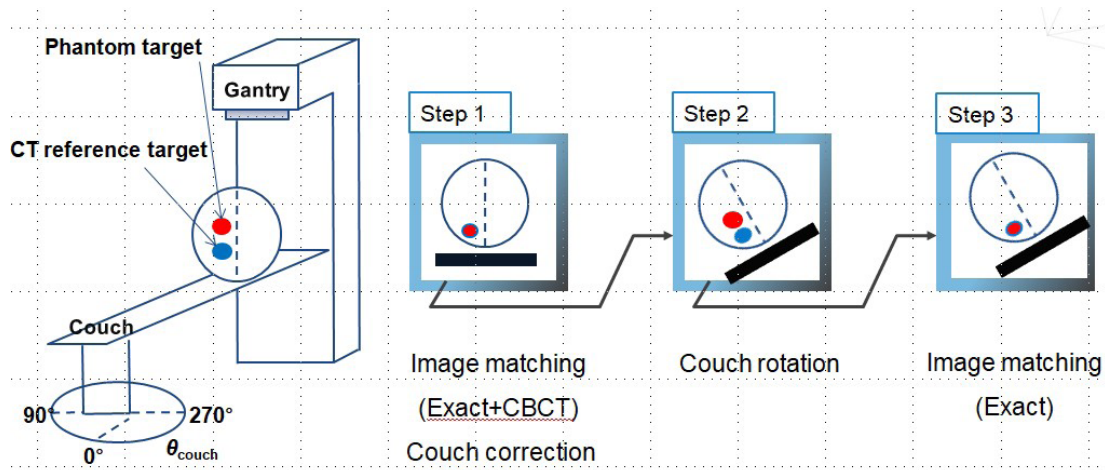


Fig. 7. Imaging workflow. (Step1) Image matching was performed by moving the couch using the Exact system. Then the correction of the target was confirmed once again using CBCT system. (Step2) After rotating the couch with the couch rotation value set in the treatment plan(initial plan), (Step3) image matching was performed using the Exact system.

에 비해 제일 크게 나타났으며 Couch가 60° 회전하였을 시는 X축 이동 값 평균이 0.52 mm로 Y 축, Z 축에 비해 제일 크게 나타났다. 또한 Couch angle이 커질수록 대체로 x, y, z 축의 이동 값 평균이 감소하였다. (Table. 3) (Fig. 8).

2. Couch rotation에 따른 3차원 Set-up 오차 값

Couch 30°일 때 3차원 방향을 고려한 Set-up 오차 값의 평균은 1 mm, couch 45°일 때 0.72 mm, couch 60°

일 때 0.69 mm, couch 90° 일 때 0.33 mm으로 측정되었으며 couch 각도가 커질수록 3차원 방향을 고려한 Set-up 오차 값의 평균은 감소하였다. (Table. 4).

3. 선량학적 결과

1-NC VMAT의 경우 최초 수립한 치료 계획(initial plan)의 GTV의 최소 선량은 23.92Gy, Set-up 오차 값을 적용한 치료 계획(Rot-plan)은 23.89Gy로 0.1%만큼 차이

Table 3. Rotational setup errors for three axes

[Unit: mm]

Axis	Couch Rotation angle	Mean	SD	Min	Max	p-value
X (Lateral)	30°	0.2900	0.20694	0.00	0.58	-
	45°	0.2630	0.20331	0.01	0.50	0.712
	60°	0.5150	0.12322	0.32	0.69	0.004
	90°	0.0790	0.07637	0.01	0.24	0.006
Y (Longitudinal)	30°	0.7500	0.27236	0.00	0.91	-
	45°	0.4960	0.28745	0.02	0.86	0.010
	60°	0.3510	0.11474	0.15	0.56	0.000
	90°	0.2930	0.05638	0.18	0.37	0.000
Z (Vertical)	30°	0.4960	0.29860	0.07	0.92	-
	45°	0.2770	0.26945	0.03	0.87	0.025
	60°	0.2240	0.10987	0.07	0.41	0.006
	90°	0.1020	0.04638	0.02	0.15	0.000

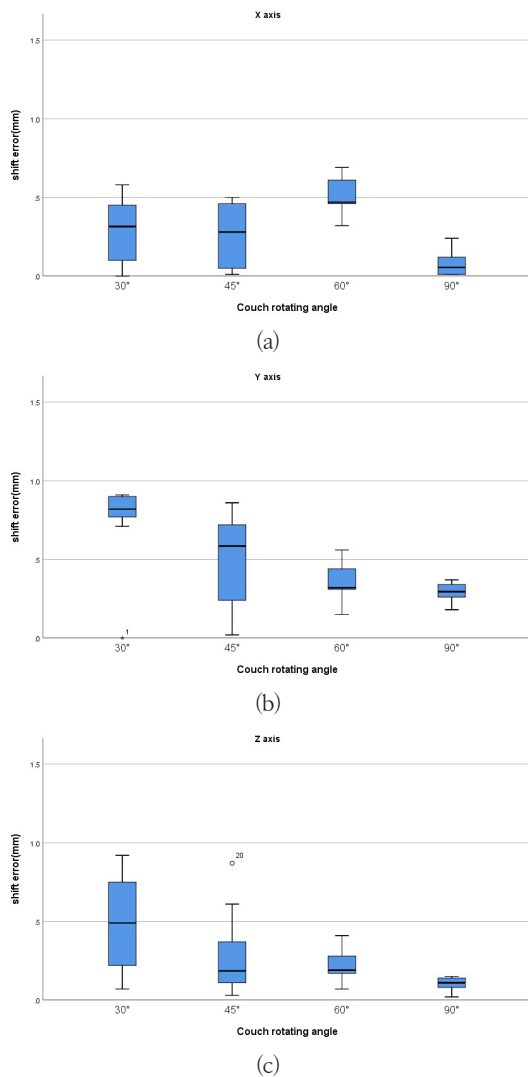


Fig. 8. The boxplot of the dosimetric parameters, (a) X axis, (b) Y axis, (c) Z axis

Table 4. 3D Set-up errors for couch rotation angles

[Unit: mm]

Couch Rotation angle	Set up error values		
	Mean	Min	Max
30°	1.00	0.31	1.33
45°	0.72	0.36	1.06
60°	0.69	0.59	0.76
90°	0.33	0.24	0.40

가 발생하였다. 2-NC VMAT의 경우 initial plan의 GTV의 최소 선량은 23.82Gy, Rot-plan은 22.6Gy로 5.4%만큼 차이가 발생하였다. 3-NC VMAT의 경우 initial plan의 GTV의 최소 선량은 23.88Gy, Rot-plan은 23.01Gy로 3.8%만큼 차이가 발생하였다. 1-NC VMAT의 경우 GTV 내 선량 분포는 D99에서 initial plan 대비 0.1% 선량 감소를 보였고 D97에서는 0.3%의 선량 감소를 보였으며 D95에서는 0.4% 선량 감소를 확인하였다. 2-NC VMAT의 경우 GTV 내 선량 분포는 D99에서 initial plan 대비 3.1% 선량 감소를 보였고 D97에서는 2.2%의 선량 감소를 보였으며 D95에서는 1.1% 선량 감소 값을 확인하였다. 3-NC VMAT의 경우 GTV 내 선량 분포는 D99에서 initial plan 대비 1.9% 선량 감소를 보였고 D97에서는 1%의 선량 감소를 보였으며 D95에서는 1.4% 선량 감소 값을 확인하였다(Fig. 9). 1-NC VMAT의 GTV의 CI(Conformity Index)는 0.8이며 2-NC VMAT는 0.79, 3-NC VMAT는 0.75이다. (Table. 5).

Table 5. Dose comparison between NC-VMAT plan(Initial plan) and NC-VMAT plan involving rotational set-up error(Rot-plan)

Plan scenario		Min(Gy)	D99(Gy)	D97(Gy)	D95(Gy)	CI
1-NC VMAT	Initial plan	23.92	24.12	24.28	24.43	0.81
	Rot-plan	23.89	24.1	24.21	24.34	0.80
	Difference(%)	-0.1%	-0.1%	-0.3%	-0.4%	-1.2%
2-NC VMAT	Initial plan	23.82	24.11	24.33	24.44	0.89
	Rot-plan	22.6	23.38	23.81	24.17	0.79
	Difference(%)	-5.4%	-3.1%	-2.2%	-1.1%	-2.6%
3-NC VMAT	Initial plan	23.88	24.16	24.56	24.88	0.77
	Rot-plan	23.01	23.71	24.32	24.53	0.75
	Difference(%)	-3.8%	-1.9%	-1.0%	-1.4%	-2.7%

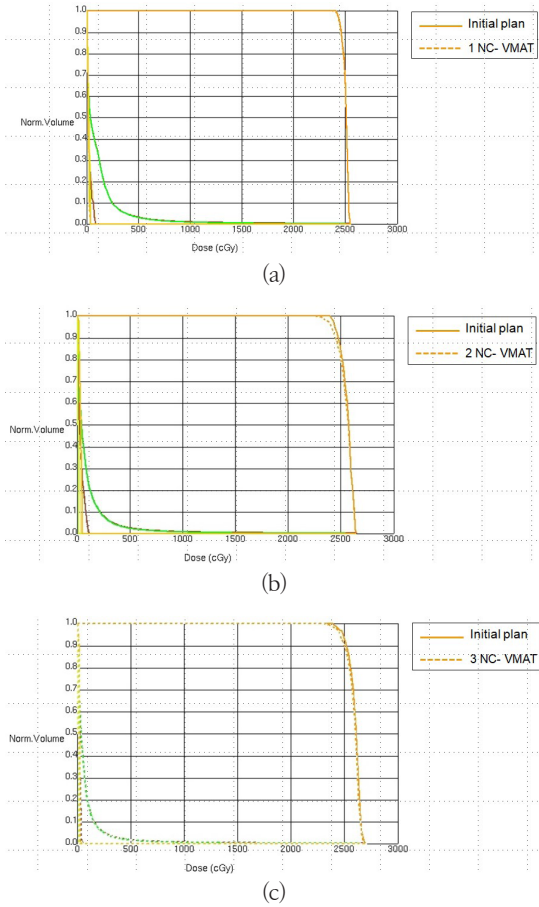


Fig. 9. (a) Dose Volume Histogram(DVH) of the initial plan and 1-NC-VMAT (b) DVH of the initial plan and 2-NC-VMAT (c) DVH of the initial plan and 3-NC-VMAT

고찰 및 결론

Couch 회전 시 Reference CT image target에서 실제 측정된 image target까지 X, Y, Z 축으로 유의미한 Setup 오차 값이 나타났다. 3차원 방향을 고려한 setup 오차 값은 couch가 30°, 45°, 60°, 90°로 회전하였을 시 모두 1mm 이내였으며 이를 적용하여 선량을 계산하여 비교한 결과 1-NC VMAT의 경우 initial plan과 비교하여 선량 차이가 거의 없었지만 2개, 3개의 non-coplanar beam을 추가한 plan의 경우 선량 차이가 나타났다. 이에 본 연구를 통해 NC-VMAT의 뇌 정위 방사선수술 시 전체 beam의 개수 중 50% 이상의 non coplanar beam을 사용하여 치료하는 경우 couch 회전 시 image verification이 각각 필요하며 couch correction 후 치료하는 것이 적

절할 것으로 사료된다. 그러나 선형가속기 장비 특성상 couch가 회전된 상태에서 영상유도 장치가 가능하지 않다면 GTV에 couch 회전으로 인한 최대 오차 값을 포함하는 1.5 mm margin을 추가하여 치료 계획을 수립하는 것이 유용할 것으로 사료된다.

참고문헌

1. Yiemei Huang, Bo Zhao, Joshua Kim, et al. Targeting accuracy at Couch Kick for a frameless image guided radiosurgery system, *Radiosurg SBRT*, 2018;5(2):123-129.
2. Sagawa T1, Ohira S1,2, Ueda Y1, et al. Dosimetric effect of rotational setup errors in stereotactic radiosurgery with HyperArc for single and multiple brain metastases, *JAppl Clin Med Phys*, 2019 Oct;20(10):84-91.
3. Zhang Q, Chan M, Burman C, Song Y, et al. Three Independent one-dimensional expansion of margins for single-fraction treatments: Stereotactic Radiosurgery Brain Cases by using CBCT, *Med Phys* 2013; 40(12):121715.
4. Smyth G, Evans PM, Bamber JC, Bedford JL. Recent developments in non-coplanar radiotherapy. *Br J Radiol*, 2019;92:20180908.
5. Matthias Guckenberger, Johannes Roesch, Kurt Bailer, et al. Dosimetric consequences of translational and rotational errors in frame-less image-guided radiosurgery. *Radiation Oncology* 2012, 7:63
6. Roper J, Chanyavanich V, Betzel G, Switchenko J, Dhadaan A. Single-isocenter multiple-target stereotactic radiosurgery: risk of compromised coverage. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2015;93:540-546.
7. Tran A, Zhang J, Woods K, et al. Treatment planning comparison of IMPT, VMAT and 4p radiotherapy for prostate cases, *Radiat Oncol*, 2017;12:1.

8. Ramakrishna N, Rosca F, Friesen S, Tezcanli E, Zygmanszki P, Hacker F. A clinical comparison of patient setup and intra-fraction motion using frame-based radiosurgery versus a frameless image guided radiosurgery system for intracranial lesions. *Radiother Oncol*. 2010;95:109-115.
9. Chang Z1, Wang Z, Ma J, et al. 6D image guidance for spinal non-invasive stereotactic body radiation therapy: Comparison between ExacTrac X-ray 6D with kilo-voltage cone-beam CT. *Radiother Oncol*. 2010 Apr;95(1):116-21.
10. Chang J. A statistical model for analyzing the rotational error of single isocenter for multiple targets technique. *Med Phys*. 2017;44:2115-2123.

Evaluation of VMAT Dose Accuracy According to Couch Rotation in Stereotactic Radiation Surgery of Metastatic Brain Cancer

Dept. of Radiation Oncology, Samsung Medical Center

Na Gwui Geum, Park Byoung Suk, Cha Woo Jung, Park Yong Chul

Purpose: To purpose of this study is to find the correlation of the Set-up error according to the couch rotation and suggest additional margin setting for the GTV.

Target and Method: Each scenario treatment plan was created by making the frequency of non-coplanar beams different among all beams. The set-up error value was measured by using the Exact System and the dose accuracy was evaluated by creating a re-treatment plan.

Results: When the couch was rotated by 30°, 45°, 60°, and 90°, the mean of the X-axis values was measured to be 0.29 mm, 0.26 mm, 0.51 mm, and 0.08 mm, respectively. The mean of the Y-axis values was measured to be 0.75 mm, 0.5mm, 0.35 mm, and 0.29 mm, respectively. The mean of the Z-axis values was measured to be 0.5 mm, 0.28 mm, 0.22 mm, and 0.1 mm, respectively. There were dose reductions of 0.1%, 3.1%, 1.9% in D99 for 1-NC VMAT, 2-NC VMAT, and 3-NC VMAT, respectively.

Conclusion: When treating with 50% or more of non-coplanar beams among total beams, image verification is required. And it is considered to make the treatment plan by adding a 1.5 mm margin to the GTV.

► **Key words:** NC-VMAT, SRS, Couch rotation