

# 3차원 입체조형치료시 Auto Contouring tool의 유용성 평가

성균관의대 삼성서울병원 치료방사선과

최지민 주상규 박주영 박영환 김종식

Evaluation of auto contouring accuracy in 3D planning system  
Dept. of Radiation Oncology, samsung Medical Center, Sungkyunkwan University  
**Choi JM, Ju SG, Park JY, Park YH, Kim JS**

---

**Introduction :** It is essential to input patients external contour in 3D treatment plan.

We would like to see changes in depth and dose when 3D RTP is operating auto contouring when windows value (Width/Level) differs in this process.

**Material & Methode :** We have analyzed the results with 3D RTP after CT Scanning with round CT Phantom. We have compared and analyzed MU values according to depth changes to Isocenter changing external contour and inputting random Window value. We have watched change values according to dose optimization in 4 directions(LAO, LPO, RAO, RPO). We plan 100 case for exact analyzation.

We have results changing window value random to each beam in 100 cases.

**Result :** It showed change between minimum and maximum value in 4 beam is Depth 0.26mm, MU 1.2% in LAO. It showed LPO-Depth 0.13mm, MU 0.9%, RAO-Depth 0.2mm MU 0.8%, RPO-Depth 0.27mm, MU 1.1%

**Conclusion :** Maximum change in depth 0.27 mm, MU error rate is 0.12% according to Window change. As we can see in these results, it seems Window value change doesn't effect in treatment. However, it seems there needs to select appropriate Window value in precise treatment.

---

Key word : window width/level, Auto contouring, External contour, Internal contour

## 1. 서론

Treatment planning system에서 CT 영상은 3차원 입체 조형치료에 있어서 없어서는 안되는 기본적인 자료로 사용되고 있다. CT 영상을 통하여 선량계산의 기초가 되는 물리 감약 정보와 기하학적인 정보를 동시에 얻는다. 특히 기하학적 정보는 정상장기 및 표적장기의 위치와 크기를 시각화하여 최적화된 치료 beam 선택에 기초가 되고 있다. 최근의 RTP 는 이러한 기하학 정보를 보다 간편하게 표현하기 위해 다양한 영상 편집 기능을 탑재하여 효율을 증가시키고 있다. 이러한 기능 중 contour는 manual contour와 auto contour로 나눌 수 있다. manual contour는 CT image의 각 단면마다 사람이 그려야 하기 때문에 시간적인 제약이 있다. 이러한 단점을 개선하고자 Auto contouring tool기능을 이용하고 있다. auto contouring은 사용자의 주관적인 window width/level 선택에 따라 큰 차이를 보일 수 있다. 이러한 점을 보완하고자 window width/level에 따른 external contour의 변화와 contour의 변화에 따른 선량의 변화를 측정하고 각 장기에 최적화된 window width/level 값을 구하여 auto contouring 기능을 유용하게 사용하고자 하는데 목적이 있다.

## 2. 실험 방법

Electron density phantom은 원형의 phantom내에 각각의 organ과 같은 density를 가진 물질들로 구성되어 있다. electron density phantom의 특성을 이용하여 external contour와 Internal contour 두 가지를 실험대상으로 하였다. GE high speed advantage CT를 이용하여 Phantom을 스캔하여 RTP로의 Image 전송은 DICOM을 이용하였다. 전송된 phantom image를 이용하여 external contour와 Internal organ에 대하여 Auto contouring를 실시하여 결과를 얻었다. external contour는 3D RTP 중 prowess를 이용하였고 internal contour는 pinnacle를 이용하였다.

### 1) External contour

3D RTP중 prowess에서 GE high speed advantage CT를 이용하여 얻은 phantom에 Gantry angle을 oblique 방향 gantry angle 45도 135도 225도 315도 4개의 방향을 선택하여 동일 조건하에 Plan을 시행하였다. 10MV, Field size 10x10, Weight 100의 조건에서 실험결과의 신뢰성을 위하여 100case를 window width/level을 변화시키면서 실험을 시행하였다.fig.1 은 external contour plan의 조건을 모식도로 나타낸 것이다.

Window width/level에 따른 external contour의 변화를 알아보고 contour의 변화로 인한 isocenter까지의 depth의 변화와 선량의 변화를 알아보았다.

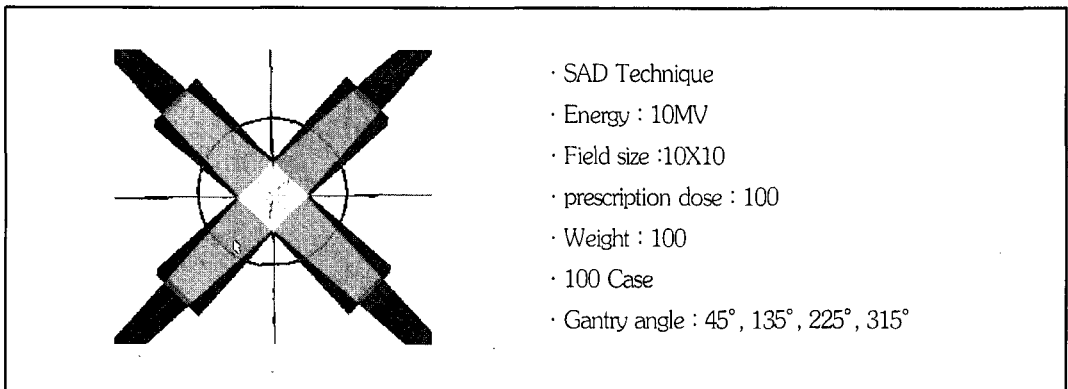


fig.1 External Plan 조건

## 2) Internal contour

Phantom내의 여러 가지 density 물질 중 실제 임상에서 유용하다고 사료되는 5가지 Lung, Adipose, Bone, liver, Brain을 선택하여 실험에 이용하였다. CT phantom안에 있는 각 장기에 해당하는 density의 물질들의 단면 profile을 얻어서 phantom Base와 각 물질간의 density차

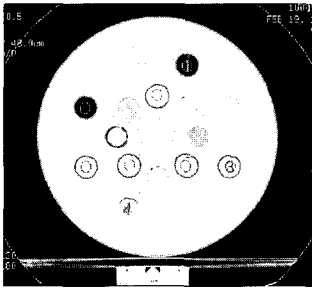


Fig.2 CT phantom

fig.2은 Electron density phantom의 CT scan사이고 table.1은 각 No.에 해당하는 organ과 organ이 갖는 CT No값과 이를 density값으로 변환시킨 표이다.

## III. 결과

### 1) External contour

각 방향에서 100case 씩 window width/level을 변화시키면서 external contour의 변화를 알아보았다. contour의 변화에 따라 선속의 중심에서 isocenter까지의 Depth의 차이가 나타났고 이는 선량의 변화로 나타났다. 이러한 변화는 Table.2와 같이 depth의 차이는 maximum 0.46mm에서 minimum 0.15로 평균 0.27mm의 depth의 차이를 보였다. 이로 인한 선량의 변화는 1.1%에서 0.8% 까지 평균 0.925%의 선량의 변화를 보였다. 결과에서 보듯이 External contour의 변화에 따른 변화는 1% 내외의 선량의 변화를 보여 window width/level에 따른 External contour의 변화와 선량의 차이는 없다고 사료된다.

이를 알아보고 Window width/level의 수치를 변화 시켜 원하는 contour의 형태가 되는 window width/level값을 알아보았다. 각 물질에서 얻어진 범위의 window width/level값을 벗어나게 되면 contour의 형태는 원래의 형태를 구현하지 못하였다.

No.	Organ	CT No.	Density
1	Lung	-668	0.310
2	Fat	-84	0.947
3	Bone	220.3	1.153
4	Liver	85.5	1.109
5	Brain	220	1.153

Table.2 CT phantom

	LAO	LPO	RAO	RPO	AVG.
Depth(mm)	0.46	0.15	0.2	0.27	0.27
MU(%)	0.9	0.9	0.8	1.1	0.925

Table.2 External contour의 변화에 따른 Depth 와 선량의 변화

### 2) Internal contour

Phantom 내의 여러 가지 장기에 해당하는 density 물질 중 auto contouring이 유용하게 사용 될 수 있는 density 물질 lung, Fat, Bone, Liver, Brain 5가지를 선택하였다. 각 장기에 해당하는 물질들을 RTP상의 단면 profile을 얻는 기능을 이용하여 단면 profile을 얻고 profile을 분석하였다. internal organ은 각각 단면 profile을 얻어서 phantom base와 의 차이를 통하여 각 장기가 올바르게 contouring 되는 window width/level값을 세밀하게 조절 하면서 원형의 형태로 contouring 되는 범위를 얻었다. 각 장치에서 얻어진 범위 내에서는 원형의 형태를 표현 하지만 범위를 벗어날 경우에는 contouring이 원래의 형태를 표현하지 못하였다. 또한 Brain 같이 phantom

base와 CT no, 차이가 거의 없는 장기는 window width/level을 세밀하게 조절하여도 Auto contouring 이 정확히 시행되지 않았다. 그러나 phantom base와 CT No. 차이가 있는 장기는 phantom base와 각 장기간의

density 차이를 분석하여 적절하게 auto contouring 되는 조건을 얻을 수 있었다. fig.3은 각 organ에서의 단면 profile을 얻은 것이다.

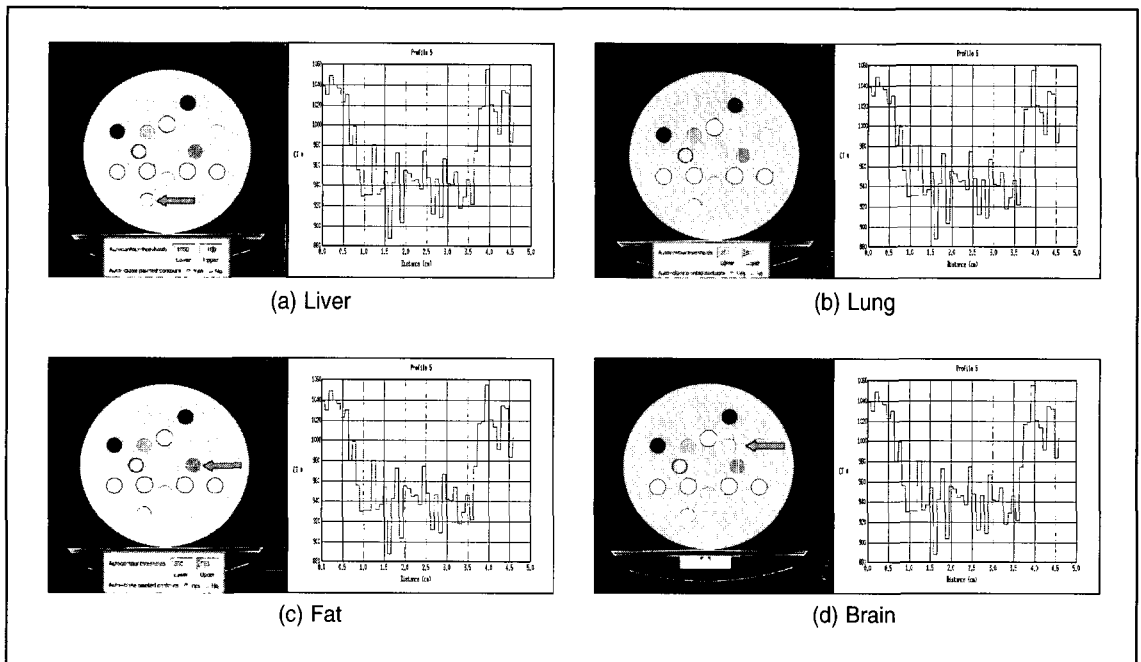


Fig.3 각 장기별 Beam profile

Table.3 각 장기별 적정 Auto contouring 조건

	Lower	High	Contour
LUNG	200	900	0
FAT	850	980	0
BONE	1100	1300	0
LIVER	1050	1160	0
BRAIN	-	-	X

문에 넓은 범위의 window width/level 값을 갖는다. 그러나 fat과 liver 는 phantom base 와 차이가 크지 않기 때문에 window width/level을 세밀하게 조절하여만 auto contouring이 시행되었다.

특히 brain은 phantom base와 CT No값의 차이가 거의 없기 때문에 window width/level을 세밀하게 조절하여도 auto contouring 이 실행되지 않았다.

table.3은 각 장기별 적정 contouring 조건은 표로 나타낸 것이다.

lung 과 bone은 주변의 phantom base와 차이가 크기 때

#### IV. 결론

External contour는 window width/level에 따른 변화가 1% 내외로 그 영향이 적음을 알 수 있었다. internal organ의 contouring 시에는 RTP 상의 auto contouring tool을 유용하게 사용하기 위해서는 각 장기에 맞는 적절한 window width/level 값을 설정해야만 각 장기를 정확하게 표현 할 수 있다. 이러한 문제를 해결하기 위하여 본 논문에서는 각 장기에 적절한 window Width/level 값을 찾아 table을 제작하였다. contouring 하고자 하는 장기와 주변 조직과의 차이가 있다면 auto contouring 기능은 유용하게 사용된다. 각 병원에서 사용하는 RTP마다 contouring 하고자 하는 장기에 맞는 window Width/Level값을 설정하여 auto contouring tool를 사용한다면 3D planning과 같은 고난도 방사선 치료 계획시에 많은 도움 줄 것으로 사료된다.

#### 참고문헌

1. Husstedt H, Prokop M, Becker H.

[Window width as a dosage-relevant factor in high-contrast structures in CT Rofo Fortschr Geb

Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr. 1998

Feb;168(2):139-43. Geman.

2. Pisano ED, Chandramouli J, Hemminger BM, DeLuca M, Glueck D, Johnston RE, Muller K, Braeuning MP, Pizer S. Does intensity windowing improve the detection of simulated calcifications in dense mammograms?

3. Gillespy T 3rd, Rowberg AH.

Displaying radiologic images on personal computers.

4. Schauer DA, Coursey BM, Dick CE, McLaughlin WL, Puhl JM, Desrosiers MF, Jacobson AD.

A radiation accident at an industrial accelerator facility.

5. Yamada K, Nomura I, Matsumura M, Noda K.

Three-dimensional computed tomography for the evaluation of peripheral small lung cancers

6. Kalet IJ, Wu J, Lease M, Austin-Seymour MM, Brinkley JF, Rosse C. Related Anatomical information in radiation treatment planning.

7. Weinkam J, Sterling T.

A versatile system for three-dimensional radiation dose computation and display, RTP.