

## 가상 미세 세기조절방사선치료(Virtual micro-IMRT; VMIMRT) 기법의 임상 적용을 위한 예비적 연구

가톨릭대학교 의과대학 의공학교실\*, 한림대학교 성심병원 방사선종양학과†

김상노\* · 조병철† · 서태석\* · 배훈식† · 최보영\* · 이형구\*

세기조절방사선치료(Intensity Modulated Radiation Therapy)에서 세기분포도(intensity map; IM)의 공간적 분해능은 방사선 민감장기(Critical Organ)를 보호하면서 종양에 최대 선량을 주는데 매우 중요하며, 일반적으로 다엽콜리메이터(MLC)의 폭에 좌우된다. 세기분포도의 공간적 분해능을 향상시키기 위한 방법으로는 두 가지 방법이 있는데, 하드웨어를 추가하는 방법과 방사선 조사 기술을 변경하는 것이다. 물론 다엽콜리메이터의 폭을 작게 만드는 것이 최상의 방법이나, 하드웨어 기술적으로 어렵고 또한 추가 비용이 많이 들게 된다. 따라서 여기에서는 추가적 비용이 들지 않으면서 기존의 장비를 그대로 활용할 수 있는 기술적 방법 중의 하나인 가상 미세 세기조절방사선치료(Virtual micro-IMRT) 기법을 구현하여 임상적으로 적용을 하기 위한 예비적 연구를 수행하였다. 가상의 42×54 픽셀크기, 0.5cm의 15 level IM을 이용하여 1×1cm, 0.5×1cm, 0.5×0.5cm(VMIM) beamlet 크기에 대해 비교하였다. 분석결과, 기대와는 달리, 1cm 폭의 MLC로 전달가능한 0.5×1cm beamlet에 비해 크게 개선되지 않았다. 이는 VMIM의 제약조건에 기인되는 것으로 판단된다. 향후, 두경부암에서와 같이 1cm이하의 beamlet 분해능이 요구되는 경우에 적용시켜 추가적인 연구가 필요하다 하겠다.

**중심단어** : Intensity modulated radiation therapy, Virtual micro-IMRT, Intensity map, MLC

### 서 론

세기조절방사선치료(Intensity Modulated Radiation Therapy)는 방사선 민감장기(Critical Organ)를 피하면서 계획된 선량을 종양에 효과적으로 줄 수 있는 새로운 방사선 치료법이다. 이 기법은 종양의 치료면에 대해 방사선의 세기를 조절함으로써 기존의 3차원 입체치료(3D CRT)보다 더욱 효율적으로 선량을 줄 수 있다. 세기 조절방사선치료를 위해서는 우선 치료부위에 대한 세기 분포도(intensity map; IM)를 구해야 한다. 세기 분포도가 방사선 치료계획 프로그램에서 얻어지면 이를 컴퓨터의 최적화 알고리즘을 통하여 다엽콜리메이터(Multileaf Collimator; MLC)의 움직임을 최소화하면서 방사선을 조사할 수 있는 leaf sequencing을 얻을 수 있으며, 이를 역방향

치료계획(inverse planing)에 의해 최적화된 선량값을 확인하여 조사하게 된다.

세기 분포도의 공간적 분해능은 일반적으로 콜리메이터의 폭에 좌우된다. 따라서 치료하려는 종양이 방사선 민감장기에 가까이 위치해있다면 세기 분포도의 공간적 분해능을 높여야 보다 효과적인 치료가 가능하게 된다. 물론 하드웨어적으로 콜리메이터의 폭을 작게 만들면 이것은 문제가 되지 않으나 그렇게 되면 기존의 기기를 바꾸어야 되며 또한 거기에 따르는 추가비용이 든다는 단점이 생기게 된다. 따라서 이를 극복하기 위한 여러 가지 방법들이 제안되었다. 이 방법들에는 크게 나누어 하드웨어적 방법과 기술적 방법이 있는데, 하드웨어적 방법으로 다엽콜리메이터에 추가적인 장치를 설치하는 방법이 있으며, 기술적인 방법으로는 치료 테이블을 조금 움직이는 방법과 다엽콜리메이터의 위치를 재결정하는 방법이 있다. 여기에서는 기술적 방법 중의 하나인 Siemens Medical Systems의 R. Alfredo C. Siochi가 제안한 가상 미세 세기조절방사선치료(Virtual micro-IMRT) 기법을 구현하여 이를 임상적으로 적용을 하기 위한 예비적 연구를 수행하였다.

이 논문은 2002년 1월 28일 접수하여 2002년 2월 26일 채택 되었음.

본 연구는 보건복지부 선도기술·의료공학 기술개발사업(HMP-98-G-1-016) 연구비 지원에 의해 수행되었음.

통신저자 : 조병철, 경기도 안양시 동안구 평촌동 896

한림대학교성심병원 방사선 종양학과

Tel : 031)380-3911, E-mail : bychul@hallym.or.kr

### 대상 및 방법

본 연구에서는 42×54 화소(0.5×0.5 cm<sup>2</sup> beamlet, 16 levels)의 사진을 이용하여 얻은 세기분포도를 이용하였다. 연구에 사용한 장비로 다엽콜리메이터가 부착된 방사선 치료용 선형가속기로는 Primus (Siemens, 미국)와 기존의 3차원 전산화치료계획시스템(Radiation Treatment Planning System; RTP)인 Pinnacle<sup>3</sup> (ADAC, 미국)에 역방향 치료계획이 가능하도록 추가된 R<sup>3</sup>IMRT를 사용하였다. 또한 VMIMRT의 알고리즘은 IDL 5.4 (Research Systems, 미국) 언어를 사용하여 구현하였다. 가상 미세 세기조절방사선치료 기법의 구현을 위해 본인이 시행한 절차는 아래와 같다.

#### 1. 세기 분포도 분해 (IM Decomposition)

세기 분포도를 이루고 있는 최소단위를 “beamlet”이라고 하고 통상 1×1 cm<sup>2</sup> 크기 정도이다. Pinnacle<sup>3</sup>을 사용하여 얻어지는 세기 분포도의 최소단위는 0.5×0.5 cm<sup>2</sup>이나 Siemens 다엽콜리메이터 leaf의 폭이 1cm이기 때문에 실제로 세기조절방사선 가상 미세 세기조절방사선치료 가상 미세 세기변조방사선치료를 하기 위해서는 우선 방사선을 조사하고자 하는 세기 분포도를 90° 차이로 떨어져 있는 두 개의 성분 분포도 (Component Map; CM)로 이루

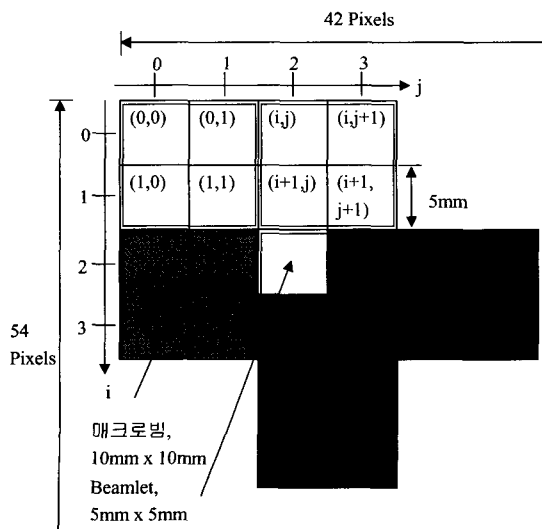


Figure 1. The coordinate of intensity map

어진 거시빔 세기 분포도로 변환해 주어야 한다. 즉, 콜리메이터 0° 방향의 성분과 콜리메이터 90° 방향의 성분으로 방사선을 나누어 조사하는 것이다. 이를 위해서는 수평방향의 구배도 (Gradient)와 수직방향의 구배도가 각각 같아야 한다. 이를 나타내는 식은 다음과 같다.

$$\begin{aligned} I(i, j) - I(i, j+1) &= I(i+1, j) - I(i+1, j+1) \\ I(i, j) - I(i+1, j) &= I(i, j+1) - I(i+1, j+1) \cdot (1) \\ i, j &= 0, 2, 4 \end{aligned}$$

이러한 두 방향의 구배도가 같은 세기분포도를 얻기 위하여, 우선 원 세기분포도를 Gradient 성분(G)과 Uniform 성분(U)으로 분해하였으며 이 Gradient 성분과 Uniform 성분을 다시 콜리메이터 0° 성분(z)과 90° 성분(n)으로 분해하여 최종적으로 방사선 조사시 사용할 수 있는 Z 성분과 N성분을 구하였다. 즉, Z 성분은 콜리메이터가 0° 일 때 PRIMUS가 방사선을 조사할 수 있는 성분이고 N 성분은 콜리메이터가 90° 일 때 PRIMUS가 조사할 수 있는 성분이다. 이를 나타내는 식은 다음과 같다.

$$\begin{aligned} I(i, j) &= G(i, j) + U(i, j) \Rightarrow I(i, j) = Z(i, j) + N(i, j) \\ Z(i, j) &= Uz(i, j) + Gz(i, j) \\ N(i, j) &= Un(i, j) + Gn(i, j) \cdot (2) \\ i, j &= 0, 2, 4 \end{aligned}$$

앞에서의 식(1)과 식(2)를 만족시키기 위해 사용한 계산 식은 다음과 같다.

$$\begin{aligned} a(i, j) &= [T(i, j) + T(i, j+1) + T(i+1, j) + T(i+1, j+1)]/4 \\ r(i, j) &= [T(i, j+1) - T(i, j) + T(i+1, j+1) - T(i+1, j)]/2 \\ c(i, j) &= [T(i+1, j) - T(i, j) + T(i+1, j+1) - T(i, j+1)]/2 \\ I(i, j) &= Round(a(i, j)) - [r(i, j) + c(i, j)]/2 \\ I(i, j+1) &= I(i, j) + Round(r(i, j)) \\ I(i+1, j) &= I(i, j) + Round(c(i, j)) \\ I(i+1, j+1) &= I(i+1, j) + Round(r(i, j)) \\ i, j &= 0, 2, 4, \dots \end{aligned}$$

Round(x): x에 가장 가까운 정수

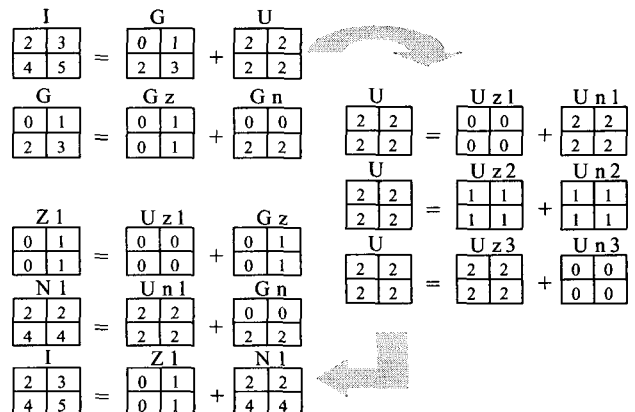


Figure 2. The Process of decomposing intensity map

## 2. 방사선 조사 Planning

이렇게 얻어진 Z 성분과 N 성분의 세기분포도를 방사선 치료 계획 시스템인 Pinnacle(ADAC, 미국)에 데이터로 입력하였다. 입력된 데이터는 다엽콜리메이터의 leaf sequencing 알고리즘 중 Pinnacle에 자체적으로 내장되어 있는 IMFAST 방식을 사용하여 대략 40~77개의 분할 조사면으로 변환시켰다. 이렇게 하여 얻어진 Z 성분과 N 성분의 분할 조사면들은 다음과 같다.

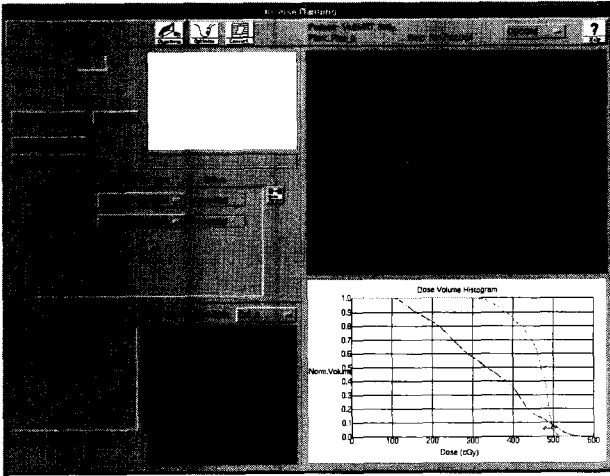


Figure 3. Decomposed intensity map (Z component)

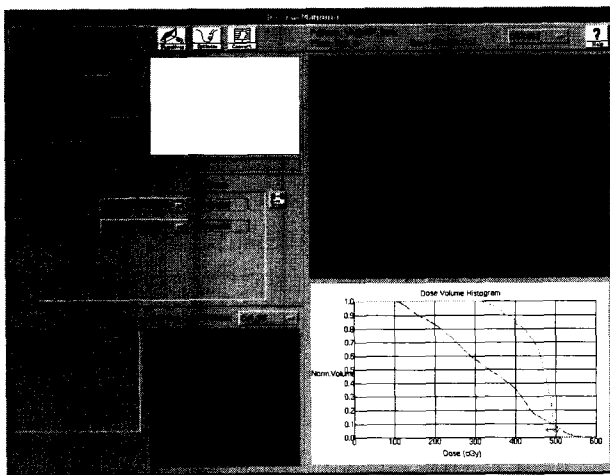


Figure 4. Decomposed intensity map (N component)

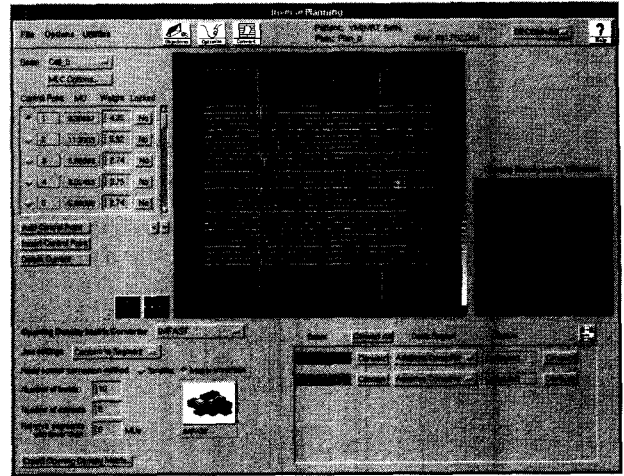


Figure 5. IMFAST leaf sequencing process (Z comp.)

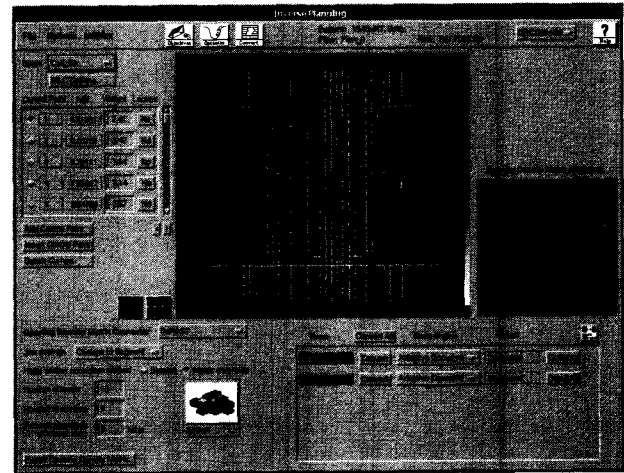


Figure 6. IMFAST leaf sequencing process (N comp.)

이렇게 얻어진 분할 조사면들을 PRIMUS(Siemens, 미국)를 사용하여 필름에 조사하였다.

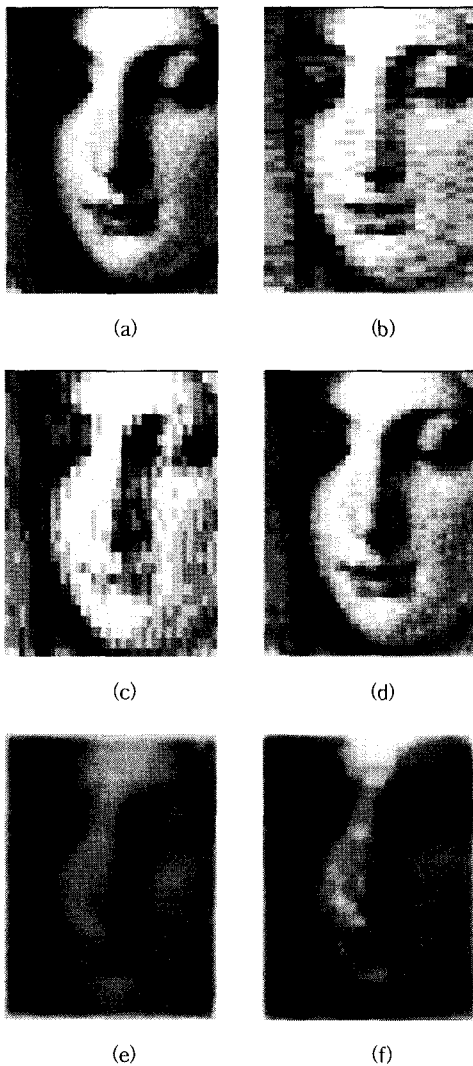
## 결 과

원 세기분포도를 1cm폭의 MLC를 이용하여 분할조사면으로 변환할 때, beamlet의 크기는  $0.5 \times 1 \text{ cm}^2$  이다. 이 때 분할조사면의 개수는 45개이었으며, VMIMRT의 경우, 77개로 1.7배 증가하였다.

**Table 1.** The number of segments and beam on time for each beamlet size

beamlet size	Number of Segments	Beam on time
1cm×1cm	38	6.3분
0.5cm×1cm	45	7.5분
0.5cm×0.5cm	77	12.8분

실험에서 재구성된 각 경우의 영상은 다음과 같다.



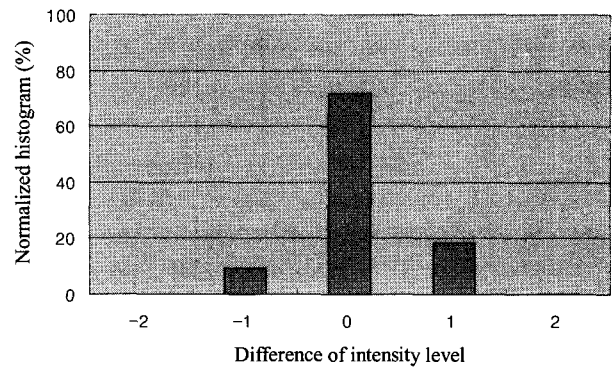
**Figure 7.** (a) Original IM, (b) Z component IM, (c) N component IM (d) macrobeam IM, (e) the film irradiated by  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  IM, (f) the film irradiated by  $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$  IM

위의 결과에서 (e)와 (f)를 육안으로 비교해보면 VMIMRT 기법을 사용한 IM의 공간적 분해능이  $1 \times 1$

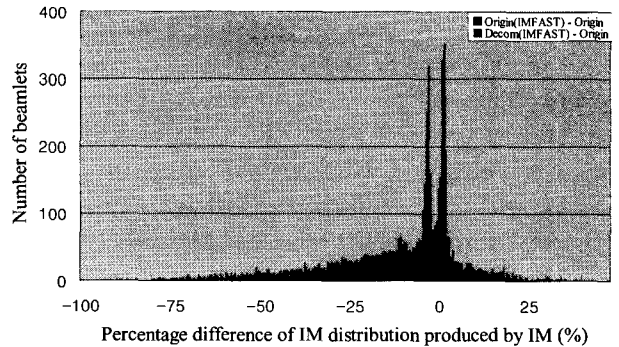
$\text{cm}^2$  IM 보다 향상되지 않았음을 알 수 있다.

또한, 매크로빔 IM과 원 IM의 차이 분포도를 보면 세기 값이  $\pm 1$  정도 차이나는 beamlet이 전체 beamlet의 27.8% 정도이고,  $\pm 2$  이상 차이나는 beamlet은 0.3% 정도로서 원 IM을 매크로빔 IM으로 변환시 세기 분포도가 무시할 수 없을 정도로 달라졌음을 알 수 있었다. (Fig. 8)

Figure 9는  $0.5 \times 1 \text{ cm}^2$  IM과 원 IM과의 IM차이의 분포도(진회색)와 VMIMRT의  $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$  IM과 원 IM과의 IM 차이의 분포도(연회색)를 나타낸 것으로 원 IM과 비교하여 차이가 0%인 부분은 오히려  $0.5 \times 1 \text{ cm}^2$  IM이 훨씬 더 많다는 것을 알 수 있다. 따라서, VMIMRT가  $0.5 \times 1 \text{ cm}^2$  IM에 비해 크게 이점이 없음을 알 수 있었다.



**Figure 8.** The distribution of difference between macrobeam IM and original IM



**Figure 9.** The distribution of difference between  $0.5 \times 1 \text{ cm}^2$  IM and original IM (dark gray) and between  $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$  IM of VMIMRT and original IM (soft gray)

## 결 론

직관적으로 볼 때  $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$  세기분포를 사용하는 VMIMRT가 원래의  $0.5 \times 1 \text{ cm}^2$  세기분포에 비해 공간 분해능을 향상시킬 것으로 기대하였으나 결과에서 보면 그렇지 않음을 알 수 있다.

이는 매크로빔으로 변환하는 과정에서 인접 셀의 구배도를 일정하게 유지시켜야 하는 제약조건 때문에 원래의 세기분포도에 변화가 초래되어 기대만큼 효과를 보이지 않은 것으로 생각된다.

보다 정확한 결론을 얻기 위해서는 다양한 세기분포도에 대해 검증이 필요할 것이다. 또한 실제로 치료계획

에 적용시켜보아 1cm 이하의 분해능이 요구될 것으로 기대되는 두경부암을 대상으로 DVH등의 선량분포에 미치는 영향도 분석해야 할 것으로 생각된다.

## 참 고 문 헌

1. Webb S.: *The Physics of Three-Dimensional Radiation Therapy*. IOP, Bristol, UK (1993)
2. Webb S.: *Intensity-Modulated Radiation Therapy*: IOP (2000)
3. Siochi R.A.C.: Virtual micro-IMRT. *Med. Phys.* 26:1096 (1999)
4. Siochi R.A.C.: Virtual micro-intensity modulated radiation therapy. *Med. Phys.* 27(11). (2000)

# A Preliminary Study of Virtual-micro Intensity Modulated Radiation Therapy

Sang Noh Kim\*, Byung Chul Cho<sup>†</sup>, Taesuk Suh\*, Hoonsik Bae<sup>†</sup>,  
Bo Young Choi\*, Hyung Koo Kim\*

*Dept. of Medical Engineering, Catholic University, Seoul, Korea\**  
*Dept. of Radiation Oncology, Hallym University, Anyang, Korea<sup>†</sup>*

For Intensity Modulated Radiation Therapy(IMRT), the spatial resolution of intensity map(IM) is limited by the width of multi-leaf collimator, which would make an effect on the conformity of the target, as well as organs at risk. Several Methods are suggested to increase the spatial resolution, which can be categorized by the hardware-dependent technique and the software-based technique. However the best solution might be to make the width of MLC finer. it has several obstacles in the respects of technical difficulty and cost. This preliminary study is designed to investigate the clinical effectiveness of the virtual-micro IMRT(VMIMRT) technique, one of the software-based technique. A particular intensity map was created, which has 42x54 pixel dimension ,0.5cm pixel size and 15 intensity levels. Using this intensity map, segment fields of IMRT were generated with 1x1cm, 0.5x1cm, 0.5x0.5cm(VMIM) beamlet size, respectively. As results, we found that there was no evidence of improvement for VMIMRT ,compared with the 0.5x1cm beamlet size which can be delivered by 1cm width MLC. The reason seems to be due to the constraint of VMIMRT. Further study is required to prove the benefit of the VIMRT in clinical case like head and neck cancer, where is expected that higher resolution than 1cm is necessary.

**Keyword :** intensity modulated radiation therapy, virtual micro-IMRT, intensity map, MLC